

DISEÑO DE UN AUDIÓMETRO UTILIZANDO CIRCUITOS DE SEÑAL MIXTA

DIANA MARCELA CAICEDO SANCLEMENTE

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE OCCIDENTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE AUTOMÁTICA Y ELECTRÓNICA
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA
SANTIAGO DE CALI
2011

DISEÑO DE UN AUDIÓMETRO UTILIZANDO CIRCUITO DE SEÑAL MIXTA

DIANA MARCELA CAICEDO SANCLEMENTE

Trabajo de grado para optar al título de Ingeniera Biomédica

Director: John Jairo Cabrera López
Ingeniero Físico
Máster en Ingeniería

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE OCCIDENTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE AUTOMÁTICA Y ELECTRÓNICA
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA
SANTIAGO DE CALI
2011

RESUMEN

En este trabajo se presenta el diseño de un audiómetro Tipo IV utilizando circuitos de señal mixta PSoC. En este caso, estos circuitos generan frecuencias y niveles de intensidad de sonido seleccionados por el usuario.

Las pruebas de audiometría llevadas a cabo por este audiómetro son usadas en grandes grupos de personas con el fin de clasificar quienes padecen de hipoacusia y quienes presentan un umbral de audición normal, de ahí una prueba más específica se realiza para determinar el daño causado.

Palabras claves: Audiómetro, circuitos de señal mixta, hipoacusia, audiometría.

ABSTRACT

This work presents the design of a Type IV audiometer using mixed signal circuits PSoC. In this case, these circuits generating frequencies and levels of sound intensity selected by the user.

Hearing tests performed by the audiometer are used in large groups of people in order to classify those who suffer from hearing loss (hipoacusic) and those with a normal hearing threshold; hence a more specific test is performed to determine the damage.

Key words: Audiometer, mixed signal circuits, hipoacusic, audiometry.

Este proyecto va dedicado principalmente a Dios, quien todo lo puede y nada es imposible para el, a mis padres por creer en mi y brindarme con mucho esfuerzo estos cinco años de estudio, a Julian Correa por brindarme el apoyo suficiente en los tiempos difíciles dentro de este proceso, a mi tutor John Jairo por que con sus explicaciones este proyecto tomo una excelente estructura, a mis jefes Juan Pablo y Franz por la paciencia y todos los permisos que hicieron posibles las reuniones y a todas las personas que contribuyeron a que el desarrollo de este proyecto fuese posible.

CONTENIDO

	pág.
1. INTRODUCCIÓN	14
1.1 LA PROBLEMÁTICA	14
1.2 MOTIVACIÓN	16
1.3 CONTRIBUCIÓN	18
1.4 ORGANIZACIÓN DE LA TESIS	18
1.5 OBJETIVOS	19
1.5.1 Objetivo general	19
1.5.2 Objetivos específicos	19
2. MARCO TEORICO	20
2.1 INTRODUCCIÓN	20
2.2 TEORÍA ACÚSTICA Y DEL AUDIÓMETRO	20
2.2.1 Del sonido.	20
2.2.2 De la percepción del sonido	21
2.2.3 La historia del audiómetro	22
2.2.4 Transductores para un audiómetro	24
2.3 TEORÍA FISIOLÓGICA	25
2.3.1 Curvas de igual nivel de sonoridad	26
2.4 TECNOLOGÍA IMPLEMENTADA	28
2.4.1 PSoC Core	29

2.4.2 Sistema Digital	30
2.4.3 Sistema Analógico	30
2.4.4 Recursos del Sistema	30
2.4.5 Lo innovador, Circuitos Switched-Capacitor	31
 3. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN	 37
3.1 INTRODUCCIÓN	37
3.2 ESTUDIO DEL MERCADO	38
3.3 OPCIONES A CONSIDERAR	38
3.3.1 De la generación de tonos	38
3.3.1.1 Evaluación de las opciones	40
3.3.2 De la variación de la intensidad	40
3.3.2.1 Evaluación de las opciones	41
3.4 GENERACION DE TONOS	41
3.4.1 Descripción general	41
3.4.2 Descripción detallada	41
3.4.2.1 Módulo PWM	41
3.4.2.2 Módulo LPF2	43
3.4.2.3 Módulo PGA	45
3.5 VARIACIÓN DE INTENSIDAD	46
3.5.1 Descripción general	46
3.5.2 Descripción detallada	47
3.5.2.1 Filtro pasivo pasa altas	47

3.5.2.2 Multiplexor análogo	47
3.5.2.3 Banco de resistencias	48
3.6 TRANSDUCTOR DE SALIDA	49
3.6.1 Especificaciones del transductor	50
3.7 DISEÑO MENU DE NAVEGACIÓN	50
4. RESULTADOS	52
4.1 INTRODUCCIÓN	52
4.2 INCERTIDUMBRE ASOCIADA	52
4.2.1 Proceso de toma de muestras	52
4.3 RESULTADOS DE GENERACIÓN DE TONOS PUROS	52
4.3.1 Descripción del instrumento de medida	52
4.3.2 Resultados de tonos	53
4.4 RESULTADOS DE VARIACIÓN DE dB	55
4.4.1 Descripción del instrumento de medida	55
4.4.2 Resultados de intensidad	56
5. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO	64
GLOSARIO	65
BIBLIOGRAFÍA	66
ANEXOS	70

LISTA DE TABLAS

	pág.
Tabla 1. Características de los dispositivos PSoC.	32
Tabla 2. Disponibilidad de recursos del sistema en dispositivos PSoC.	33
Tabla 3. Análisis de la competencia, valores ideales de los equipos.	39
Tabla 4. Valores del divisor para el módulo PWM.	43
Tabla 5. Valores de recarga para módulo PWM.	43
Tabla 6. Valores de configuración del módulo LPF2 para cada frecuencia.	45
Tabla 7. Valores de resistencias de acuerdo al nivel de intensidad o volumen.	49
Tabla 8. Función de pulsadores del menú de navegación.	50
Tabla 9. Frecuencia medida a la salida del módulo PWM.	53
Tabla 10. Frecuencia medida a la salida del módulo LPF2.	54
Tabla 11. Amplitud y tensión efectiva (RMS) medido a la salida el módulo LPF2_1 y PGA_2.	57
Tabla 12. Valores de la variación de la sensibilidad $\Delta t(dB_{SPL})$ y de $RETSP_{dBSPi}$ para cada frecuencia generada.	57
Tabla 13. Resistencias ajustadas a la generación de los dB para la frecuencia fundamental.	58
Tabla 14. Decibeles registrados del montaje experimental.	59
Tabla 15. Relación entre dB de una frecuencia seleccionada y la fundamental.	60
Tabla 16. Relación entre resistencias ajustadas y resistencias teóricas.	61
Tabla 17. Factores determinantes m para el intervalo de 40 dB hasta 0 dB a 1 kHz.	61

Tabla 18. Ensayo para generar dB a 750 Hz.	62
Tabla 19. Ensayo para generar dB a 4 kHz.	62
Tabla 20. Relación entre resistencias ajustadas y resistencias teóricas partiendo de otra ecuación.	63
Tabla 21. Normativa asociada al diseño.	72
Tabla 22. Características de los audiómetros según la norma ANSI S3.6:1996	73
Tabla 23. Características de los audiómetros según la norma IEC 60645-1:2001	74
Tabla 24. Niveles máximos permitidos en dB _{HTL} por la norma IEC 60645-1:2001.	75
Tabla 25. Exactitud de las frecuencias generadas por el audiómetro tipo IV.	75
Tabla 26. Registro de valores.	79
Tabla 27. Registro de incertidumbre.	79

LISTA DE FIGURAS

	pág.
Figura 1. Relación entre las dos calibraciones de acuerdo a la norma ASA 1951 e ISO 1964.	21
Figura 2. Curvas de igual sonoridad para Fones y Sones.	22
Figura 3. Curvas isofónicas.	23
Figura 4. Corte de la cóclea.	27
Figura 5. Umbrales Auditivos.	28
Figura 6. Diagrama de bloques de un PSoC.	29
Figura 7 (a) Implementación de un resistor continuo con <i>Switched-Capacitor</i> en paralelo. (b) Resistencia continua. (c) Forma de onda de la señal de reloj para la implementación <i>Switched-Capacitor</i> .	34
Figura 8. Diagrama de bloques de un audiómetro tipo IV.	37
Figura 9. Configuración del bloque principal.	37
Figura 10. Relación del diseño implementado y sus periféricos.	38
Figura 11. Módulo PWM.	41
Figura 12. Módulo LPF2.	44
Figura 13. Configuración interna del módulo LPF2.	44
Figura 14. Módulo PGA.	45
Figura 15. Configuración interna de módulo PGA.	46
Figura 16. Filtro pasivo pasa altas.	47
Figura 17. Asignación de pines. Multiplexor análogo UTC 4051.	48
Figura 18. Transductores TDH 39-P.	49

Figura 19. Diagrama de flujo Menú de navegación.	51
Figura 20. Ondas generadas. Señal cuadrada (Línea B) y señal sinusoidal con <i>offset</i> (Línea A).	54
Figura 21. Onda sinusoidal generada. Señal con <i>offset</i> (Línea B) y sin él (Línea A).	55
Figura 22. Onda sinusoidal generada sin <i>offset</i> .	56
Figura 23. Caracterización del audiómetro diseñado.	58
Figura 24. Curvas teóricas a partir de la caracterización para cinco intensidades.	59
Figura 25. Audiograma en blanco.	70

LISTA DE ANEXOS

	pág.
ANEXO A. Audiograma.	70
ANEXO B. La hipoacusia.	71
ANEXO C. Normativa	72
ANEXO D. Procedimiento.	77
ANEXO E. Evaluación de la implementación.	79

1. INTRODUCCIÓN

El espectro de frecuencias audibles por el oído humano se encuentra entre los 20 Hz – 20 kHz y en un intervalo amplio de niveles de presión sonora.

El umbral auditivo, es decir, el nivel de presión sonora mínima capaz de provocar una sensación no posee un límite fijo sino un rango que en una pérdida auditiva este umbral es mucho mayor con respecto a un umbral normal; su determinación es el objetivo de una prueba audiométrica.

Estas pruebas permiten detectar daños en un estado inicial de desarrollo de la pérdida del sentido de audición. No se considera un método de prevención ya que no evita los daños ocasionados por la exposición al ruido; sin embargo, su realización suministra información diagnóstica útil para el comienzo de un plan de tratamiento y el seguimiento de medidas preventivas encaminadas a mitigar las secuelas.

Cuando una persona es sometida a un ambiente con exposición al ruido (que representa un peligro elevado) no controlado y se le anexa vibración se puede afirmar que al cabo de un tiempo esta presentará pérdida auditiva o hipoacusia que es permanente e irreversible, pero también es totalmente evitable.

Desde otro punto de vista, estos agentes (ruido y vibración) ocasionan mareos, dolor de cabeza que incrementan considerablemente el estrés, y que, en una empresa esta sintomatología representa un incremento en costos debido a que la productividad disminuye y la calidad del bien o servicio ofrecido se ve afectada.

Actualmente en el mercado se encuentran diferentes equipos que permiten realizar dichas pruebas los cuales se denominan audiómetros, y que dependiendo de su campo y uso presentan características adicionales. Sin embargo, en Colombia no es relevante la adquisición de un audiómetro puesto que se considera un gasto más no una inversión.

De ahí, parte la necesidad de crear un equipo completamente nacional que de acuerdo a la normativa competente en el área de la salud cumpla con las características básicas de un audiómetro Tipo IV según la norma que permite realizar pruebas de control y tamizaje, y que sea asequible a cualquier entidad.

1.1 LA PROBLEMÁTICA

La pérdida de la audición es un problema común entre las personas de edad avanzada, aproximadamente entre el 25% y el 40% de las personas mayores de

65 años y entre el 40% y el 66% de las personas de 75 años o más presenta este déficit funcional. Es la tercera afección médica crónica más común entre las personas de más edad después de la presión arterial alta y la artritis en Estados Unidos. [EUA, Revista de la Asociación Americana. JAMA]

A nivel mundial, la Organización Mundial de la Salud (OMS) reveló que alrededor del 16% de los casos de pérdida de audición registrados en todo el mundo son adquiridos en el lugar de trabajo. Globalmente, el ruido ocupacional provoca 4,2 millones de Años de Vida Saludables (AVAD), prevaleciendo más en hombres y en países en vía de desarrollo. [OMS. Informe sobre la salud en el mundo 2002] [Nelson D, Nelson R, 2005]

En América Latina, la Organización Internacional del Trabajo (OIT) indica que suceden anualmente cerca de cinco millones de accidentes ocupacionales, de estos 90 000 son mortales. Las patologías más reportadas son hipoacusia, intoxicaciones agudas por plaguicidas y metales pesados, enfermedades dermatológicas y respiratorias. [EUA. Organización Panamericana de la Salud (OPS)]

En Colombia, según el Ministerio de la Protección Social, la hipoacusia neurosensorial (HN) ocupó el tercer lugar en la frecuencia de diagnósticos de enfermedad profesional para el año 2000. De 101 645 casos nuevos de enfermedades ocupacionales, 14 775 corresponderían a hipoacusia por ruido. [Colombia, Ministerio de la Protección Social. GATI-HNIR]

De acuerdo a la resolución No. 8321 del 4 de Agosto de 1983 en Colombia se estipula que las pruebas de agudeza auditiva (audiometría), deben ser practicadas de obligatoriedad en el campo laboral. Para ser más precisos en el Artículo 53 de la misma, se especifican como deben ser realizadas las pruebas de audiometría en lo que respecta al trabajo, sitios públicos y privados. [Colombia, Ministerio de Salud. Resolución 8321]

En el Valle del Cauca y otros departamentos la tasa de enfermedades profesionales que se registró en el 2004 fue de 1,38 casos por 10 000 trabajadores, en donde las tres primeras causas de enfermedad fueron el síndrome del conducto carpiano (20 %), hipoacusia neurosensorial (19 %) y trastornos de columna lumbosacra (18 %). [OPS. Salud En Las Américas. Volumen II]

La hipoacusia puede considerarse un déficit funcional que estará presente a lo largo del tiempo, sin embargo es necesaria la prevención ya que no existe una cura eficiente ni estudios sistemáticos que establezcan la prevalencia en la población colombiana discriminada por ocupación, luego la importancia de la vigilancia audiométrica es poca.

En el área laboral a pesar de existir diferentes tipos de audiómetros, no se adquiere uno pues en estas hacen referencia a la poca necesidad de realizar audiometrías a sus empleados; razón errónea que imposibilita la certificación en calidad de dicha entidad. Normalmente se presenta inconformidad ante los precios elevados para un equipo, otros hacen referencia a su tamaño, difícil manejo (para especialistas de la salud) y hasta dificultades para transportarlo de un lugar a otro.

Estas inconformidades deben tenerse en cuenta a la hora de diseñar un audiómetro que en este caso es Tipo IV, y así poder satisfacer la necesidad latente en la salud del trabajador y con su bajo costo convertirse en una inversión para el empresario, entidad general o de salud.

1.2 MOTIVACIÓN

El sentido de la audición es de gran importancia para una persona pues permite la comunicación interpersonal y social, es decir, demanda las acciones preventivas necesarias para su conservación.

Los programas de vigilancia epidemiológica son la estrategia más adecuada para detectar la hipoacusia. En la actualidad son requisitos indispensables para el ingreso laboral [Colombia, Ministerio de Salud] [Colombia, Instituto de Seguros Sociales], el estudio y prevención en pacientes bajo tratamiento. [Colombia, Ministerio de la Protección Social. Ley 1122 de 2007]

La importancia de diseñar un audiómetro radica en su enfoque dirigido hacia la prevención y a su fácil adquisición puesto que el diseño se basa en la reducción de costos de fabricación como ya se ha mencionado.

En Colombia en el año 2006 el Ministerio de la Protección Social ante la alarmante preocupación por las cifras de las personas que padecen hipoacusia inducida por el lugar de trabajo se diseñó un plan de acción cuyo objetivo fundamental es incrementar el diagnóstico y prevenir las enfermedades profesionales de mayor prevalencia en Colombia.

La “guía de atención integral basada en la evidencia para hipoacusia neurosensorial inducida por ruido en el lugar de trabajo (GATI-HNIR)” es el resultado de este plan, en donde el uso del audiómetro es indispensable para el diagnóstico, ya sea en una evaluación pre-ocupacional y/o post-ocupacional.

Las características que presentará el diseño son las necesarias para realizar una audiometría tonal ofreciendo tecnología diferente y cambios en su aspecto físico, un producto nacional que reúne las características de un audiómetro tipo IV y que brinda confiabilidad puesto que esta diseñado acorde a la normativa vigente

nacional (NTC-Norma Técnica Colombiana) e internacional (IEC - Comisión Nacional Electrotécnica, ANSI – Instituto Nacional de Estándares Americanos).

Por otra parte en salud ocupacional se tiene apoyo al presentar legislaciones que indican el cuidado del trabajador respecto a su ambiente laboral, citándose algunas se encuentra:

- Ley 9 de enero 24 de 1979 que estipula conservar y mejorar la salud del individuo en su lugar de trabajo, ahí se determinan los niveles máximos de exposición al ruido y vibración.
- Resolución 2400 de 1979 que determina la organización y desarrollo de programas netamente preventivos que incluyen sistemas para protección contra riesgos profesionales incluyendo el ruido, al igual que la Resolución 8321 agosto 4 de 1983 indica los cuidados para la conservación de la salud y determina los valores límites.
- Decreto 614 de marzo 14 de 1984, en el artículo 30 menciona los programas de atención a las enfermedades profesionales incluyendo hipoacusia.
- Resolución 1016 de marzo 31 de 1989 da a conocer la reglamentación de la organización, funcionamiento y forma de los programas de Salud Ocupacional en el país en la cual se debe practicar la audiometría.
- Ley 100/93, Decretos 1295/94, 1771/94 y 1772/94 Organizan el Sistema General de Riesgos Profesionales, cuyos objetivos principales son fortalecer y promover las condiciones de trabajo y de salud de los trabajadores en los sitios donde laboran.
- Resolución 1792 de mayo 3 de 1990, modifica los valores límites permisibles para la exposición ocupacional al ruido.

Así mismo, Decreto 1295 de junio 22 de 1994, Decreto 1832/94, Decreto No. 1530 de agosto 26 de 1996, entre otros y la problemática ya descrita incentivan a la creación del diseño que presentando las características ya mencionadas, es de gran utilidad en una empresa de nuestro país, anexando las ventajas que tiene el trabajador pues su salud tendrá mas importancia dentro de la organización y la calidad de su trabajo se prolongará.

1.3 CONTRIBUCIÓN

El diseño de un audiómetro tipo IV implementa tecnología PSoC como tecnología diferente al resto de los diseños comerciales y diseños proyecto de campo. Al ser tipo IV se convierte en un paso para continuar con la creación de un audiómetro que cumpla con todas las características de un equipo sofisticado hecho en Colombia.

Cabe resaltar que en el proceso del diseño se tiene en cuenta la normativa vigente, y se hace énfasis en esta debido a que la salud es un campo delicado, ya que en un diagnóstico errado se perjudica el paciente/empleado al recibir un tratamiento equivocado y teniendo en cuenta la complejidad de la patología al no ser reversible, es necesario acotar el diseño a las especificaciones tanto nacionales como internacionales.

Al mercado se propone un diseño completamente nacional que reduce sus costos de fabricación, importación e impuestos, que implementa tecnología actualizada y de aspecto agradable. Su modo de uso ha sido diseñado para que el especialista no presente complicaciones mientras realiza la prueba audiométrica y pueda aprovecharse el tiempo de la misma evitando incomodidad del paciente.

1.4 ORGANIZACIÓN DE LA TESIS

La tesis está estructurada en cinco capítulos incluyendo el presente más un conjunto de anexos y bibliografía respectiva. En el segundo capítulo, se presenta la teoría necesaria para una comprensión del diseño en donde se incluye la normativa vigente para los audiómetros.

El tercer capítulo presenta el diseño e implementación del audiómetro partiendo del diagrama de bloques macro hasta llegar a los bloques básicos, se cuenta con la explicación paso a paso de manera detallada de cada componente y su interconexión con los demás, así como su funcionalidad y aporte al diseño.

El cuarto capítulo expone todos los resultados obtenidos con su respectivo análisis haciendo énfasis en la normativa.

Finalmente en el capítulo cinco se encuentran las conclusiones y las líneas futuras para el presente proyecto.

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 Objetivo general

Diseñar un audiómetro tipo IV basado en un microsistema que permita realizar pruebas audiométricas de manera eficiente.

1.5.2 Objetivos específicos

- Implementar un circuito generador de tonos puros utilizando circuitos de señal mixta PSoC y cuyos valores se encuentren dentro del rango permitido por la normativa vigente.
- Evaluar algoritmos (software/hardware) para la variación de amplitud y frecuencia teniendo en cuenta la exactitud del mismo y cuyos criterios de selección minimicen las restricciones presentadas por la tecnología implementada.
- Evaluar el buen funcionamiento del sistema implementado a través de la inspección de cada intensidad y frecuencia generada por el diseño final del audiómetro tipo IV.

2. MARCO TEORICO

2.1 INTRODUCCIÓN

La audición como un sistema sensitivo e involuntario permite la percepción de la información que proporciona el medio adjuntado características (tono, intensidad, etc.) que ayudan a que la persona tome conciencia de estas.

Un mejor entendimiento del diseño presentado radica en una teoría bien fundamentada, por esta razón el capítulo presente contiene tres secciones importantes como la teoría acústica y del equipo, la fisiológica y la de la tecnología implementada.

2.2 TEORÍA ACÚSTICA Y DEL AUDIOMETRO

2.2.1 Del sonido. La onda sonora se distingue por tres características tales como la intensidad o volumen, la frecuencia o tonos y el timbre.

La intensidad es equivalente a la fuerza que tiene el movimiento vibratorio. A esta sensación de potencia acústica considerada subjetiva se le denomina *volumen*. La frecuencia corresponde al número de vibraciones dobles durante el periodo de un segundo, a la sensación objetiva de oír se le denomina *tono*. La longitud de onda es la distancia que existe entre dos zonas ya sea de máxima o de mínima presión estando en una relación inversa con la frecuencia. Y finalmente la calidad de sonido o *timbre* que hace diferencia entre un tono puro y uno con armónicos.

Propiedades fundamentales del sonido:

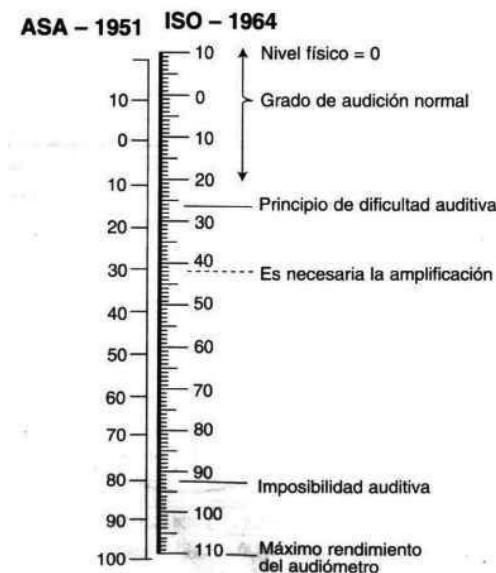
- Fase.
El sonido corresponde a un movimiento de vaivén con un aumento y disminución de la presión.
- Impedancia
Abarca toda causa que oponga resistencia a la vibración sonora lo cual es importante en la transmisión a través del oído medio.
- Resonancia
Es la capacidad que puede tener un cuerpo hueco para que el aire que contiene entre fácilmente sin perturbación alguna.
- Distorsión
Es la falla de un sistema transmisor sonoro que va de acuerdo con las propiedades generales del sonido.

- **Coefficiente de absorción**
Índice que indica la cantidad de energía sonora absorbida por un medio propagatorio, o por un material que se encuentre sumergido en un campo sonoro.

2.2.2 De la percepción del sonido. Se ha determinado que la sensación auditiva depende de muchos factores y es imposible relacionarla con el cero de intensidad física, por ello se parte de un cero relativo establecido para medir la audición de una manera homogénea lo cual no quiere decir que un sujeto al cero audible no puede oír, esto se debe a que se encuentra en el cero sobre el nivel del umbral.

La estandarización del nivel mínimo de audición está definida en varias normativas, sin embargo en la Figura 1 se establece la comparación entre ellas.

Figura 1. Relación entre las dos calibraciones de acuerdo a la norma ASA 1951 e ISO 1964.



Fuente: SEBASTIÁN, Gonzalo de, BADARACO, Jose J, POSTAN, David G. Audiología Práctica. 1999, p 40.

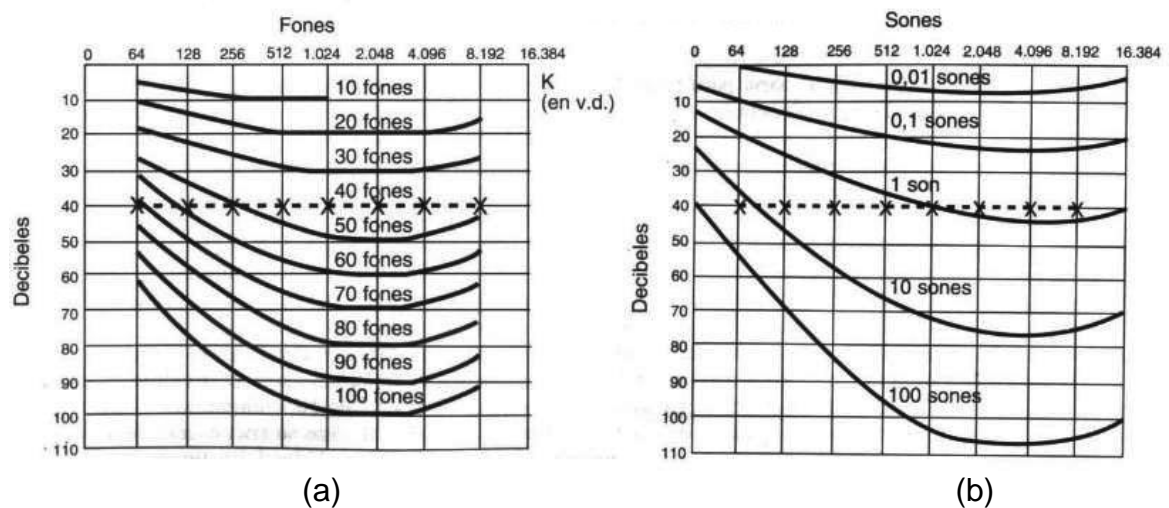
De las curvas de igual sonoridad en donde se establece el cero audible mencionado anteriormente se deducen las curvas isofónicas, partiendo de varias unidades como el “fon” y el “Son”.

El fon es una unidad psicofisiológica de intensidad que se obtiene de la comparación de cualquier frecuencia con la fundamental. El son es la unidad de medida subjetiva necesaria para tener sensación de percibir la frecuencia

fundamental a 40 dB. La Figura 2 muestra la equivalencia de dB en (a) fones y (b) sones.

La unidad de altura o la apreciación del oído a diferentes frecuencias fué determinada de manera experimental por Fletcher y Munson (1930) y que más tarde Robinson y Dadson (1956) realizaron modificaciones a esta en función de mejorarlas. En la figura 3, se muestra el conjunto de curvas isofónicas donde a cada una de ellas se le asigna un valor constante con base en la curva del umbral de audición que se le conoce como unidad dB *hearing threshold level* (dB_{HTL}) correspondiente a los dB referidos al umbral auditivo normal.

Figura 2. Curvas de igual sonoridad para Fones y Sones.

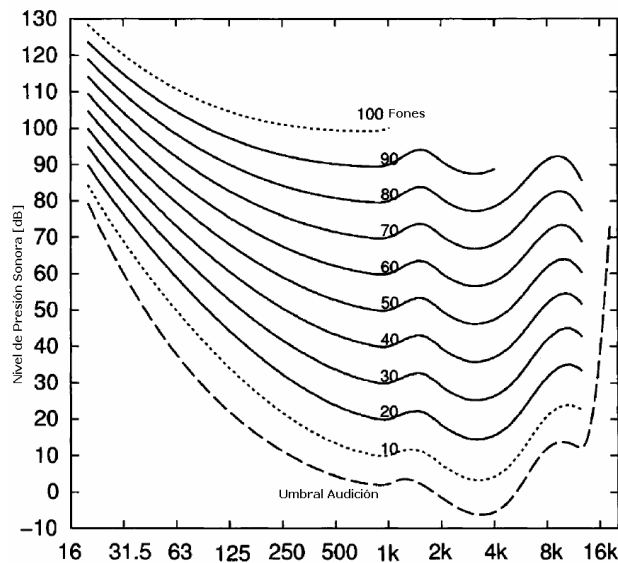


Fuente: SEBASTIÁN, Gonzalo de, BADARACO, Jose J, POSTAN, David G. Audiología Práctica. 1999, p 41-42.

2.2.3 La historia del audiómetro. En sus inicios el inventor escocés Alexander Graham Bell, destacado por estudiar las formas de comunicación y de enseñanza del lenguaje a los sordos, fue principalmente el creador del teléfono, sin embargo varios de sus estudios realizados fueron fundamento para realizar los primeros audiómetros. A él se le atribuye la creación del primer audiómetro, el cual consiste en un par de bobinas separadas a distancia graduable, en una de estas se genera corriente alterna a través de un dial y el extremo opuesto a este se conecta a un teléfono. [Mariano Gonzáles, 2002]

Tiempo mas tarde la empresa Western Electric crea el audiómetro 1.A el cual trabajaba sin complicaciones sin embargo presentaba un inconveniente ya que su utilización era complicada y se precisaba mucho tiempo en ejecución. Debido a esto surgen investigaciones para mejorar las características del audiómetro y con ello nace el 2.A, más simple y por lo tanto logra introducirse exitosamente en el mercado. [Colombia, Revista De Otorrinolaringología]

Figura 3. Curvas isofónicas.



Fuente: SUZUKY, Y., TAKESHIMA, H. "Equal-loudness-level contours for pure tones", J. Acoust, Vol 116, No. 2, 2004.

Debido a la creciente demanda de este tipo de examen, surge la compañía MAICO quien presenta audiómetros más exactos en medición y resultados más seguros. [Mariano Gonzáles, 2002]

Hacia 1946 surge el audiómetro tipo Bekesy, el cual es considerado semiautomático puesto que pretende eliminar la intervención del operador. Cuatro años más tarde nace Amplifon fundada por Charles Holland la cual se dedica al diseño de instrumentos, lanzando su primer audiómetro Ampliad. Como investigación paralela surge el primer estándar de niveles de referencia auditiva creado por el ANSI, al igual que la relación entre exposición al ruido y pérdida auditiva a través del tiempo. [Colombia, Revista De Otorrinolaringología] [EUA, Hearing Study Series Bulletin]

La capacidad de enmascaramiento en un audiómetro es implementada en AD5 por la empresa Interacoustic hacia 1970 y que, posteriormente también es implementada por muchas empresas fabricantes de estos dispositivos. [España, Tratado de Audiología]

Actualmente se pretende mejorar la tecnología implementada en los audiómetros, haciéndolos mas compactos, portátiles y fáciles de operar; dentro de los estudios realizados se encuentra la digitalización de procesos, implementación de elementos electrónicos cada vez mas pequeños y utilización de herramientas computacionales mas versátiles.

En el estudio realizado dentro de este proyecto se hace clara la implementación de microcontroladores PIC como tecnología de punta, fácil de manipular y de bajo costo en producción o la implementación de DSP, sin embargo la utilización de PSoC como tecnología no se hace visible dentro del campo de investigación y producción de audiómetros.

2.2.4 Transductores para un audiómetro. La generación de los dB requeridos para realizar una prueba audiométrica van de la mano con el tipo de transductor a utilizar pues son estos los que tienen contacto con el paciente.

Es necesario tener en cuenta las especificaciones del transductor pues de estas dependen los valores de potencia y presión acústica que se debe generar teniendo en cuenta la normativa ya descrita.

La presión sonora Lp en decibeles audibles [dB_{SPL}] se describe por la Ecuación 1, en la cual Pe es la presión aplicada generada y Po es la presión referencia (20μ) ambas en Pascales [Pa].

Ecuación 1.

$$Lp_{(dB_{SPL})} = 20 \log \left(\frac{Pe}{Po} \right)$$

Cada transductor tiene una sensibilidad $S [\frac{Pa}{V}]$ a una frecuencia de referencia que en este caso es la fundamental (1 kHz), generalmente los fabricantes especifican este valor (véase Ecuación 2).

Ecuación 2.

$$S = \frac{Pe}{V}$$

Despejando Pe la Ecuación 1 y reemplazando en la Ecuación 2 se tiene que:

Ecuación 3.

$$S = \frac{Po * 10^{\frac{LP}{20}}}{V(v)}$$

En términos de la potencia nominal del transductor teniendo en cuenta la frecuencia fundamental esta sensibilidad S se expresa de la siguiente manera, teniendo en cuenta que P_{1kHzPa} es la potencia y R_{1kHzPa} es la resistencia a la frecuencia fundamental.

Ecuación 4.

$$S_{1kHzPa/V} = \frac{Pe_{1kHzPa}}{V_{1kHz(v)}} = \frac{Po * 10^{LP/20}}{\sqrt{P_{1kHzPa} * R_{1kHzPa}}}$$

La variación de la sensibilidad conforme la frecuencia va cambiando $\Delta t [dB_{SPL}]$ es un parámetro del transductor a tener en cuenta debido a su importancia y que, en conjunto con la presión sonora expresada en $RETSP_{dB_{SPL}}$ se obtiene.

Ecuación 5.

$$V(v) = \sqrt{P_{1kHzPa} * R_{1kHzPa}} * 10^{\frac{LP(dB_{HTL}) + RETSP_{dB_{SPL}} - \Delta t(dB_{SPL}) - LP_{1kHzPa}}{20}}$$

El sistema para la generación y acondicionamiento de las señales audibles debe lograr que el valor de la tensión efectivo sea fijo y similar para cada una de las frecuencias, se propone la variación de la resistencia teniendo en cuenta la Ecuación 5 y que la impedancia del transductor a usar es de 10Ω (véase especificaciones del transductor) tal como se aprecia en la Ecuación 6.

Los valores de las resistencias puede establecer una adecuada generación de los dB necesarios para realizar una prueba audiométrica que tenga en cuenta los parámetros legales para este tipo de dispositivo descrito más adelante.

Ecuación 6.

$$R_{SPL} = \frac{\left(\frac{V(v)}{\frac{LP(dB_{HTL}) + RETSP_{dB_{SPL}} - \Delta t(dB_{SPL}) - LP_{1kHzPa}}{20}} \right)}{P_{1kHzPa}} - R_{1kHzPa}$$

2.3 TEORÍA FISIOLÓGICA

La percepción del sonido está sujeta a muchas teorías y experimentos que demuestran que en la cóclea ocurre una transformación de la energía mecánica en eléctrica mediante un fenómeno que tiene lugar exactamente en la membrana basilar (véase Figura 4). Teorías como la de *Rinne* y *Rutherford* (la cóclea sirve como transmisor en donde la corteza cerebral es el analizador) y la de *Helmholtz* (teoría de la resonancia en donde el sonido se descompone en todas las frecuencias y el oído interno actúa como un caracterizador de ellas), han demostrado en la actualidad que la percepción se debe a una mezcla de ambas. [Buenos Aires, Audiología Práctica. 16 p]

La transmisión de la intensidad viene dada por la cantidad de fibrillas excitadas, es decir, a una intensidad débil la excitación es menor que cuando un sonido posee una intensidad elevada. Estas provienen de las células ciliadas que son las encargadas de percibir el sonido y transmitirlo y cuya transmisión se da de acuerdo al desplazamiento de la membrana basilar.

El oído interno es el convertidor del estímulo físico en el neurosensorial de la audición, formado por el órgano de Corti con las células ciliadas uniformemente distribuidas a lo largo de la membrana basilar. La selectividad tonal se debe a que estas células actúan dependiendo de la posición de la zona de excitación de la membrana basilar. Los tonos más altos son detectados en la base y los más bajos en el ápex.

Propiedades fundamentales del oído humano:

- Umbral.
Es el mínimo nivel perceptible de intensidad de campo libre de un tono que se pueda detectar a cada frecuencia sobre toda la gama del oído. Su valor se encuentra en 10^{-12}W/m^2 .

El umbral audible de un oído que no presenta ningún tipo de patología se puede apreciar en la Figura 5, en donde la frecuencia máxima de sensibilidad esta alrededor de 4 kHz.

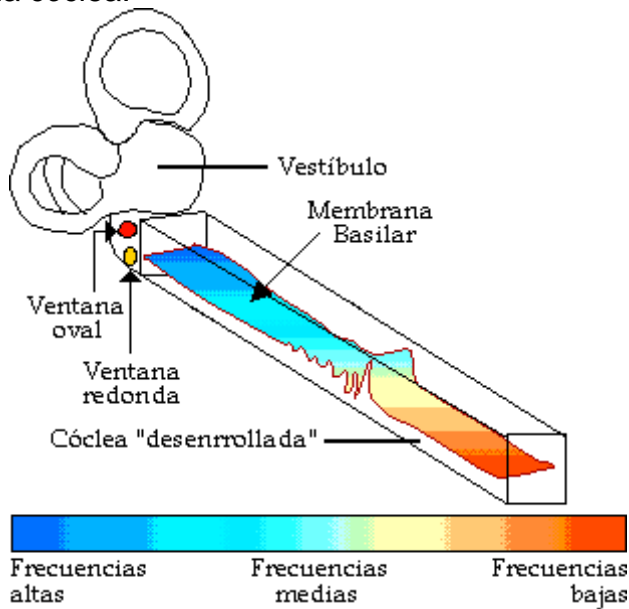
Conforme la intensidad se aumenta, el sonido aumenta en sonoridad y finalmente hace que se produzca una sensación de cosquilleo. Este nivel de sensación desagradable es menos dependiente de la frecuencia que el umbral de audibilidad, tiene un valor aproximado de 120 dB.

Si se aumenta la intensidad en la onda incidente se produce sensación de dolor (140 dB aproximadamente). Se debe enfatizar que a exposiciones cortas es posible causar daños permanentes al oído incluso y a niveles menores a 100 dB.

El umbral de audición responde a sonidos intensos haciendo una reducción de la sensibilidad, esta depende del grado de exposición y tiempo. Después de haber cesado la exposición, el umbral tiende a bajar y recuperar los valores iniciales, pero en una exposición demasiado fuerte el oído no se recupera del todo y ocurre un corrimiento permanente de este.

2.3.1 Curvas de igual nivel de sonoridad. Anteriormente la ley de Weber-Fechner describía el comportamiento de las curvas de igual nivel de sonoridad. Estas curvas resultan de la comparación entre tonos diferentes a 1 kHz y el de 1 kHz (tono o frecuencia fundamental). Esto porque a el tono fundamental el tímpano se desplaza solamente un décimo del diámetro de una molécula de hidrógeno, es decir se presenta mayor sonoridad a menor intensidad.

Figura 4. Corte de la cóclea.



Fuente: Ingeniería de Ondas I, Escuela Universitaria de Música [en línea]. CANO PEREZ Miguel, MARTIN GARCIA Javier. 2007 [Consultado el 8 de Junio, 2010]. Disponible en Internet: http://www.lpi.tel.uva.es/~nacho/docencia/ing_ond_1/trabajos_04_05/io1/public_html/oidohumano.htm

En la actualidad esta ley ha sido desplazada por la norma ISO 226:2003 en donde queda establecido que la sonoridad [S] en “*Son*” para presiones sonoras medianas a 1 kHz están dadas por la Ecuación 7, donde la constante $k = 0,063$ se usa para lograr la conversión de la presión de la sonoridad equivalente a 20 μPa o P_o .

Ecuación 7.

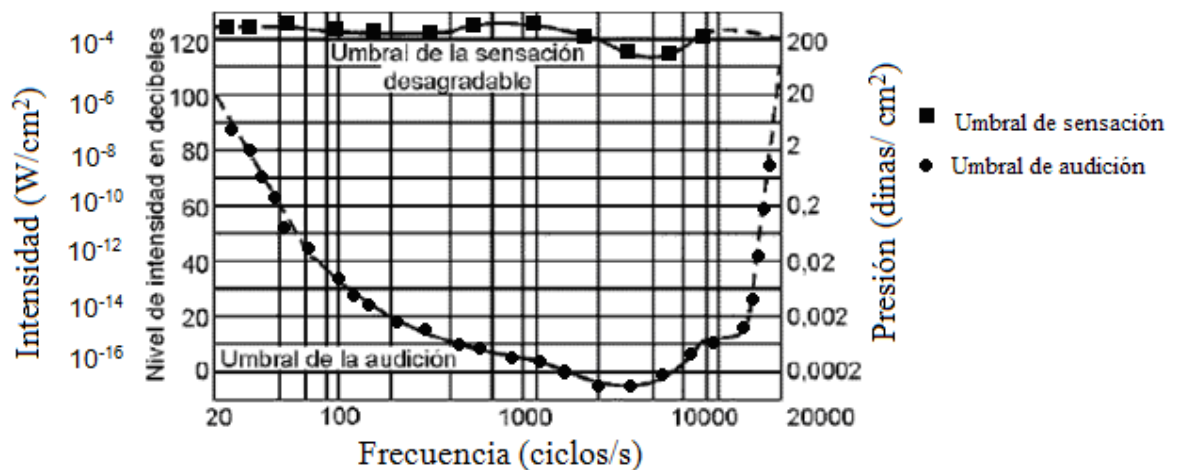
$$s = 0,063 \left(\frac{P}{P_o} \right)^{0,63}$$

P_o : Potencia de referencia.

P : Potencia deseada.

En el cálculo de los saltos de presión se utiliza una conversión logarítmica para estos niveles expresados en decibelios (dB). Cuando la presión de referencia utilizada es de 20 μPa , el nivel de presión se expresa en dB *sound pressure level* (dB_{SPL}). En el siguiente tema a tratar se especificará sobre las curvas de sonoridad.

Figura 5. Umbrales Auditivos.



Fuente: Del sonido al ruido, Departamento de Física y Electrónica del Instituto Superior Pedagógico [en línea]. ALAMINO, Diego de Jesús. Cuba 1999 [Consultado el 7 de Enero, 2010]. Disponible en Internet: <http://www.cubasolar.cu/biblioteca/energia/Energia18/images/GraficoOido.gif>

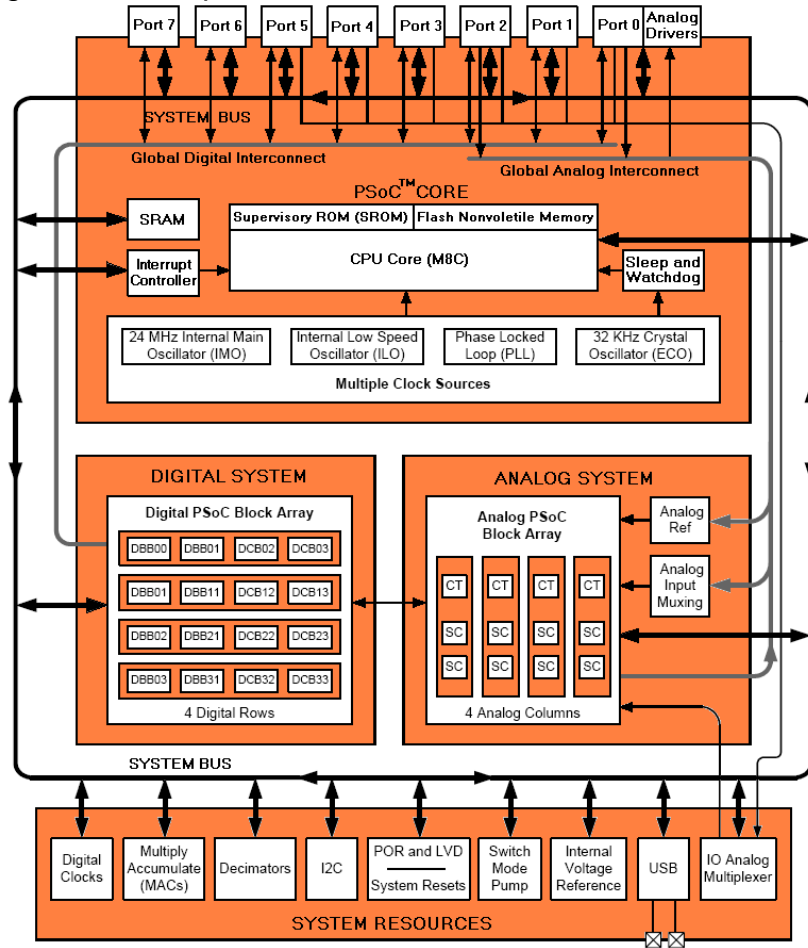
2.4 TECNOLOGÍA IMPLEMENTADA

Hoy en día se están diseñando nuevos circuito integrados y nuevas técnicas de diseño análogo son usadas para alcanzar alta velocidad en el procesamiento analógico. Los nuevos desarrollos son enfocados para obtener modernos circuitos con excelentes características tales como: amplio ancho de banda, alta linealidad, excelente relación señal/ruido, bajo consumo de potencia, etc. Entre los nuevos circuitos analógicos y las nuevas técnicas de diseño análogo se encuentran los circuitos análogos programables (*Field Programmable Analog Array*), los cuales brindan una solución eficaz a los problemas de rápido prototipaje y simplifican la tarea de diseñar circuitos electrónicos analógicos [CAICEDO, R Tesis de grado, 2002].

La familia PSoC (Programmable System on Chip) de Cypress, es un dispositivo con varios arreglos de señal mixta y un microcontrolador en el mismo chip. Un PSoC incluye bloques configurables de circuitos analógicos y lógica digital, así como interconexiones programables. Esta arquitectura permite al usuario crear configuraciones personalizadas con periféricos hasta alcanzar los requerimientos de cada aplicación individual. Adicionalmente cuenta con una CPU rápida, memoria Flash de programa, memoria SRAM de datos y pines I/O configurables.

La configuración y diseño de estos circuitos se realiza con la herramienta *PSoC Designer* de Cypress [CABRERA LÓPEZ J. J, Tesis de Maestría, 2009].

Figura 6. Diagrama de bloques de un PSoC.



Fuente: PSoC Mixed Signed Array. *Technical Reference Manual*. Cypress Semiconductor. [Consultado el 15 de Julio, 2010]. Disponible en Internet: <http://www.cypress.com>

En la Figura 6 se muestra la arquitectura en diagramas de bloques para los dispositivos PSoC. Se tienen los siguientes bloques principales: PSoC core, sistema digital, sistema analógico y recursos del sistema [PSoC Mixed Signed Array. Technical Reference Manual.].

2.4.1 PSoC Core

El PSoC core es un módulo poderoso que cuenta con un amplio conjunto de instrucciones. Este cuenta con SRAM para almacenar datos, un controlador de interrupciones para facilitar la ejecución del programa hacia una nueva dirección,

timers sleep y *watchdog*, y varios recursos para señales de reloj entre ellas un oscilador interno (IMO). Estas señales de reloj con el divisor de reloj (como un recurso del sistema), dan la flexibilidad para integrar casi cualquier requerimiento síncrono en el PSoC.

La CPU, llamada M8C, es un poderoso procesador de 24MHz de velocidad. El M8C es un microprocesador de arquitectura Harvard de 8 bits y 4 MIPS. Dentro de la CPU se cuenta con componentes de memoria SRAM y Flash que dan flexibilidad a la programación.

2.4.2 Sistema Digital

El sistema digital esta compuesto por un arreglo de filas de bloques digitales e interconexiones globales, entre arreglos y entre bloques (GDI, ADI y RDI respectivamente). Los bloques digitales están disponibles en filas de 4 bloques lo que permite selecciones óptimas de recursos para diferentes aplicaciones.

Los bloques digitales pueden conectarse a cualquier GPIO (*General Purpose IO*) a través de una serie de buses globales que pueden llevar cualquier señal hacia cualquier terminal. Los buses también permiten multiplexar señales e implementar operaciones lógicas. Esta configurabilidad libera sus diseños de controladores dedicados a tareas con periféricos.

2.4.3 Sistema Analógico

El sistema analógico esta compuesto por columnas analógicas en un arreglo de bloques, referencias analógicas, multiplexores de entrada y *drivers* analógicos. El sistema de bloques analógicos está compuesto de hasta 4 columnas y hasta 12 bloques analógicos, dependiendo de las características del PSoC. Cada bloque configurable está compuesto por circuito OPAEP permitiendo la creación de complejos flujos de señal analógica.

Cada columna analógica contiene un bloque de tiempo continuo (CT), tipo B (ACB), un bloque *Switched-Capacitor* (SC), tipo C (ASC); y un bloque *Switched-Capacitor*, tipo D (ASD).

2.4.4 Recursos del Sistema

Los recursos del sistema proveen al PSoC de facultades adicionales, dependiendo de las características de cada PSoC. Estos recursos del sistema incluyen:

- Relojes digitales para incrementar la flexibilidad del PSoC.

- Hasta 4 MACs que proveen de multiplicadores de 8 bits con acumulador de 32 bits.
- Hasta 2 decimadores para aplicaciones con procesamiento de señales digitales.
- Funciones I2C para implementar comunicación I2C esclavo o maestro.
- Voltaje de referencia interno con un valor absoluto de 1.3V para una variedad de subsistemas del PSoC
- Modo *Switch-Pump* (SMP) que genera voltajes de operación normal a partir de una batería.
- Un multiplexor analógico (mux) que permite a cada pin IO conectarse a un bus mux analógico común.
- Comunicación *Full-Speed* (12Mb/s) con dispositivos USB.
- Varios sistemas de interrupción soportados por el M8C.

Existen varios grupos en la familia PSoC. Además de diferenciar estos grupos por su referencia PSoC, cada grupo PSoC es fácil de distinguir por el número de filas digitales y columnas analógicas que posea.

El sistema digital puede tener 4, 2 o 1 filas de bloques digitales. El sistema analógico 4, 2 o 1 columnas de bloques analógicos. Cada dispositivo PSoC tiene una combinación única de filas digitales y columnas analógicas [CABRERA LÓPEZ J. J, Tesis de Maestría, 2009]. La Tabla 1 lista los recursos disponibles para grupos específicos de dispositivos PSoC.

La Tabla 2 lista los recursos disponibles para grupos PSoC específicos. Las casillas marcadas o con información apropiada denota que el recurso esta disponible en el PSoC. Los campos en blanco denotan que el recurso del sistema no esta disponible.

2.4.5 Lo innovador, Circuitos Switched-Capacitor

Los circuitos *Switched-Capacitor* (SC), simulan un circuito analógico continuo [ALLEN, P. E, Van Nostrand Reinhold Company Inc.]. En los circuitos SC un *OpAmp* se combina con interruptores y capacitores para completar el repertorio necesario para un circuito de datos muestreados analógicos (de aquí en adelante circuitos ASD, del inglés *Analog Sampled Data Circuits*). Los circuitos ASD son circuitos analógicos que utilizan técnicas de muestreo periódico. El muestreo

periódico de una señal analógica resulta en una secuencia de pulsos. La amplitud de estos pulsos corresponde a la amplitud de una señal continua cuando fue muestreada. El procesamiento de señales analógicas por circuitos ASD asciende al procesamiento de cada pulso en la secuencia de la señal analógica muestreada.

Tabla 1. Características de los dispositivos PSoC.

Grupo PSoC	IO digitales (máx.)	Filas digitales	Bloques digitales	Entradas análogas	Salidas análogas	Columnas análogas	Bloques análogos	SRAM	Flash
CY8C29x66	64	4	16	12	4	4	12	2 KB	32 KB
CY8C27x43	44	2	8	12	4	4	12	256 Bytes	16 KB
CY8C24x94	50	1	4	48	2	2	6	1 KB	16 KB
CY8C24x23	24	1	4	12	2	2	6	256 Bytes	4 KB
CY8C24x23A	24	1	4	12	2	2	6	256 Bytes	4 KB
CY8C22x13	16	1	4	8	1	1	3	256 Bytes	2 KB
CY8C21x34	28	1	4	28	0	2	4	512 Bytes	8 KB

Fuente: PSoC Mixed Signed Array. *Technical Reference Manual*. Cypress Semiconductor. [Consultado el 15 de Julio, 2010]. Disponible en Internet: <http://www.cypress.com>

El muestreo periódico de señales analógicas ha sido usado por varios años. Funciones como filtros transversales, registros de desplazamiento, conversores análogo-digital y sistemas de control son algunos ejemplos de los circuitos ASD. El primer registro conocido de señales analógicas muestreadas se encuentra en las páginas 420-425 del *Tratado sobre Electricidad y Magnetismo* de James Clerk Maxwell donde se discute la resistencia equivalente de un circuito SC. No es hasta 1972 cuando se sugiere que la tecnología MOS se aplicaría en la construcción de filtros ASD [D. L. Fried, IEEE Journal of Solid State Circuits].

Una de las principales ventajas de los circuitos ASD es que son un medio económico y preciso para implementar funciones de circuitos analógicos con la tecnología existente para fabricar circuitos integrados. Además, las técnicas ASD brindan una solución única para resolver problemas que presentan los circuitos analógicos continuos en circuitos integrados. Por ejemplo, la precisión en el valor absoluto de resistencias y capacitores que forman un producto RC no es satisfactoria, además los resistores integrados tienen pobres características de

linealidad y temperatura. Como se mostrará, el resistor puede ser reemplazado por interruptores (*switches*) y capacitores.

Tabla 2. Disponibilidad de recursos del sistema en dispositivos PSoC.

Grupo PSoC	USB	Modo SMP	Relojes digitales	I2C	Voltaje ref. int.	POR y LVD	Sistema reseteo	Decimador	MAC
CY8C29x66		x	x	x	x	x	x	T2	2
CY8C27x43		x	x	x	x	x	x	T1	1
CY8C24x94	x		x	x	x	x	x	T2	2
CY8C24x23		x	x	x	x	x	x	T1	1
CY8C24x23A		x	x	x	x	x	x	T1	1
CY8C22x13			x	x	x	x	x	T1	0
CY8C21x34		x	x	x	x	x	x		0
CY8C21x23		x	x	x	x	x	x		0

Fuente: PSoC Mixed Signed Array. *Technical Reference Manual*. Cypress Semiconductor. <http://www.cypress.com>

Esto resulta en el hecho que el desempeño del circuito está determinado por un arreglo de capacitores. Un arreglo de elementos siempre es fácil de controlar [ALLEN, P. E, Van Nostrand Reinhold Company Inc.]. Además de esto, los capacitores son más convenientes que los resistores en la fabricación de circuitos integrados.

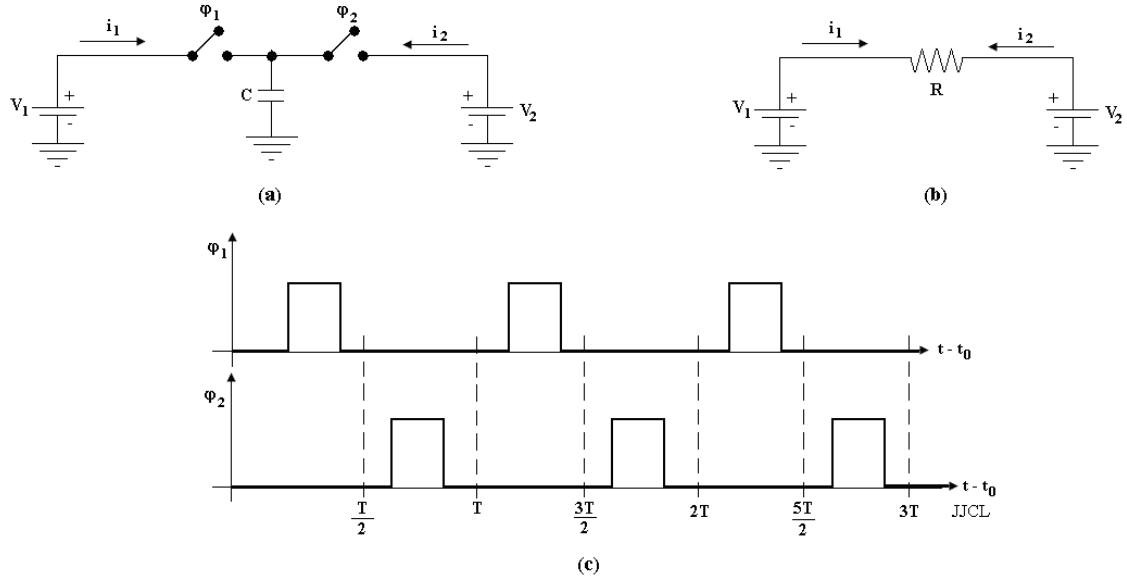
Ahora, se reemplazará la resistencia de una red RC activa mediante una red equivalente de muestreo de datos. Mostraremos que la red que se muestra en la Figura 7(a) es equivalente al circuito que se muestra en la Figura 7(b). Como condiciones iniciales se tiene que los interruptores se encuentran abiertos, el capacitor descargado, y V_1 y V_2 son fuentes DC independientes. La forma de onda de la señal de reloj se muestra en la Figura 7(c).

En el instante $t_0 = nT$ la señal de reloj ϕ_1 se aplica al interruptor 1 y este se cierra. En este instante el capacitor C, se carga al voltaje V_1 . El interruptor actúa como una resistencia finita en serie con el capacitor, la cual no permite la carga inmediata de este. Obviamente, la constante de tiempo RC debe ser mucho menor que el ancho del pulso de ϕ_1 para que la carga sea transferida. El valor de esta carga será:

Ecuación 8

$$Q(t_0 + T/2) = CV_1$$

Figura 7. (a) Implementación de un resistor continuo con *Switched-Capacitor* en paralelo. (b) Resistencia continua. (c) Forma de onda de la señal de reloj para la implementación *Switched-Capacitor*.



Fuente: Cabrera-López J. J. *Tesis de Maestría: Diseño de un Microsistema para el Procesamiento de Ondas Ultrasónicas en Medios Acuosos*. Universidad del Valle, PPIEE. 2009.

Si ahora pasamos a la segunda fase del periodo y aplicamos el estado alto de la señal ϕ_2 al interruptor 2, este se cerrará y el capacitor C se cargará al valor de V_2 . Sin embargo, en este momento sólo fluirá carga en la dirección de i_2 y será:

Ecuación 9

$$Q(t_0 + T) = CV_2 - CV_1 = C(V_2 - V_1)$$

Finalmente, consideremos la siguiente fase del periodo, que es una repetición del primer caso, excepto que C fue cargado a CV_2 durante la fase anterior. Cuando ϕ_1 hace que el interruptor 1 se cierre por segunda vez, la carga que fluye en la dirección de i_1 será:

Ecuación 10

$$Q\left(t_0 + \frac{3T}{2}\right) = CV_1 - CV_2 = C(V_1 - V_2)$$

Esta secuencia de eventos continuará indefinidamente, hasta alcanzar una condición de estado estable. La resistencia de la Figura 7(b) se define por:

Ecuación 11

$$R = \frac{V_1 - V_2}{I_1} = \frac{V_2 - V_1}{I_2}$$

La corriente que fluye por el circuito puede ser expresada por:

Ecuación 12

$$i = \frac{dq}{dt}$$

Entonces, la corriente promedio asumiendo un periodo T bastante pequeño esta dado por:

Ecuación 13

$$I_1(prom) = \frac{C(V_1 - V_2)}{T}$$

Comparando la Ecuación 11 con la Ecuación 13, y asumiendo que V_1 y V_2 son constantes durante el periodo de reloj T, y por lo tanto $I_1 = I_1(prom)$, se obtiene la relación deseada

Ecuación 14

$$R = \frac{T}{C} = \frac{1}{f_{clk} C}$$

Donde f_{clk} representa la frecuencia de reloj en Hertz.

Se pueden tener diferentes esquemas de circuitos para sustituir resistores con interruptores y capacitores. Aunque todas estas representaciones pueden llevar a la forma general de la Ecuación 14, existen diferencias prácticas que son importantes [ALLEN, P. E, Van Nostrand Reinhold Company Inc.].

La ventaja de los circuitos SC puede verse comparando el producto RC de un resistor designado por R_1 y un capacitor C_2 . Asumiendo que la constante de tiempo τ esta formada por el producto de R_1 y C_2 .

Ecuación 15

$$\tau = R_1 C_2$$

Es importante controlar la precisión de τ , tanto como sea posible. La precisión de τ depende de R_1 y C_2 , y esta dada por:

Ecuación 16

$$\frac{d\tau}{\tau} = \frac{dR_1}{R_1} + \frac{dC_2}{C_2}, \quad \tau = \frac{1}{f_{clk}} \frac{C_2}{C_1} = T_{clk} \frac{C_2}{C_1}$$

Donde $\frac{dx}{x}$ se interpreta como la precisión de x . El peor caso en la precisión de τ será la suma de las precisiones absolutas de R_1 y C_2 , las cuales son bastante bajas si R_1 y C_2 son implementadas en un circuito integrado.

La precisión de τ se expresará como:

Ecuación 17

$$\frac{d\tau}{\tau} = \frac{dT_{clk}}{T_{clk}} + \frac{dC_2}{C_2} - \frac{dC_1}{C_1}$$

Asumiendo que T_{clk} es perfectamente preciso, tenemos:

Ecuación 18

$$\frac{d\tau}{\tau} = \frac{dC_2}{C_2} - \frac{dC_1}{C_1}$$

Ya que los capacitores C_1 y C_2 se implementan utilizando la misma tecnología, la precisión de la Ecuación 18 es mucho mejor que la dada por la Ecuación 16. Los valores típicos de $\frac{d\tau}{\tau}$ en circuitos con tecnología MOS se encuentran alrededor del 0.1%.

3. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN

3.1 INTRODUCCIÓN

Un audiómetro generalmente está compuesto por un generador de tonos puros, un sistema de control y auriculares como transductores de salida (véase Figura 8) [RUÍZ GONZALEZ, Mariano, Tesis doctoral].

Figura 8. Diagrama de bloques de un audiómetro tipo IV.

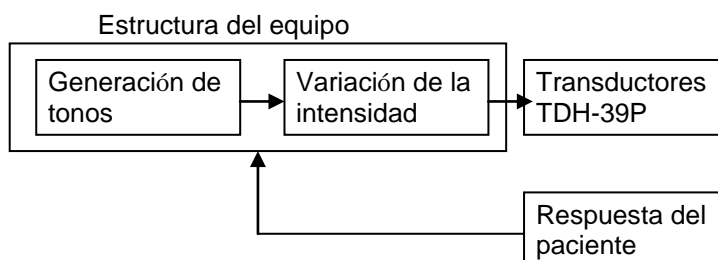
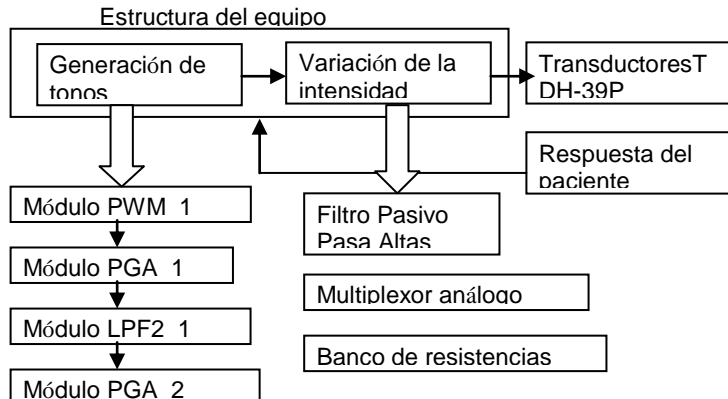


Figura 9. Configuración del bloque principal.

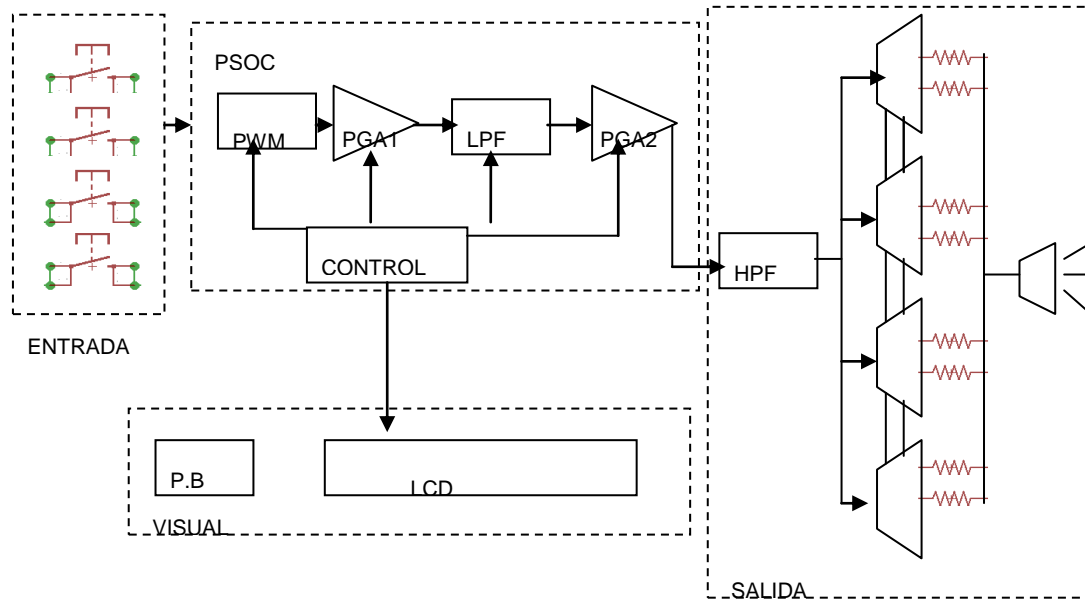


En este caso, el diagrama de bloques de la Figura 10 muestra el audiómetro diseñado. Este consta de bloques para visualización, alimentación, el indicador de escucha del paciente y un juego de auriculares supra-aurales.

El bloque principal denominado audiómetro contiene un circuito programable de señal mixta y periféricos a este (véase Figura 9 y 10).

Respecto a parámetros del diseño cabe resaltar que para el Tipo IV según la normativa el rango de frecuencias va desde 250 Hz a 8000 Hz y que sus niveles de intensidad desde 0 dB a 70 dB. (véase Anexo C. Normativa).

Figura 10. Relación del diseño implementado y sus periféricos.



Más adelante se desarrolla el contenido de cada uno de estos bloques y sus respectivas funciones.

3.2 ESTUDIO DEL MERCADO

Es clave tener en cuenta los audiómetros que satisfacen las necesidades del mercado, he aquí marcas y modelos representativos cuyas funciones se asocian a las descritas en este diseño (véase Tabla 3).

Puede apreciarse que dentro de las funciones mencionadas en la Tabla 3 el diseño propuesto cumple con las características y funciones establecidas por la norma y similares a las de los equipos que se encuentran en el mercado.

3.3 OPCIONES A CONSIDERAR

3.3.1 De la generación de tonos.

Primera solución. El diseño de un microsistema que pudiese generar una onda sinusoidal haciendo uso de tablas cuyos valores dependen de la resolución del contador y que por medio de interrupciones se haga la selección de la frecuencia deseada. Los módulos utilizados en esta solución son un conversor ADC, DIGBUFF (Digital Buffer) para las interrupciones y PGAs.

Segunda Solución.: Se realiza la generación de onda sinusoidal haciendo uso del bloque funcional PWM como generador de tren de pulsos con la frecuencia seleccionada, posterior a esto filtrar la señal y continuar con la siguiente etapa de amplificación de audio para realizar la selección del volumen.

Tabla 3. Análisis de la competencia, valores ideales de los equipos.

Especificación	Unidad	Valores ideales					
		SIBELSOND 400	MA 25	RA 500	HT WIZARD	MA 790/800	AC33
Rango de Frecuencias	Hz	125 - 8k	205 - 8k	500 - 8k	500 - 8k	500 - 8k	125 - 8k
Rango de Tono	dB	80 - 110	(-10) - 90	10 - 100	10 - 100	0 - 95	(-10) - 120
Enmascaramiento	dB	60 - 90	NA	NA	NA	NA	NA
Exactitud de Frecuencia	%	±1	±2	±1	±1	±2	±1
Exactitud de Tono	%	±2	±3	±1	±1	±3	±2
Distorsión	%	2	0,5	1	1	±5 - ±3	±5
Batería	h	NA	100	9	24	NA	NA
Fuente de alimentación	v	90 a 264V ±10%	120	120 VAC ±10%	120 VAC ±10%	117 o 234 VAC	100-120
Peso	kg	3,5	2	5	5,1	4,5	9
Dimensiones	cm	39x26x10,5	24x9x17	20,4x7,2x9,6	44x33x8,9	37,5x10x32,5	48x40x15
Estándar (Normativa)	-	1, 2, 3	1	1	1, 2	1	1
Tipo de Audífono	-	Depend e del modelo	TDH 50	TDH-39	TDH-39	TDH-39	TDH-39
Estuche	-	Si	Si	No	Si	Si	No

Guía para Estándar.

1 = Del Audiómetro

2 = De seguridad

3 = De calibración

Se realiza la configuración de los relojes de trabajo de cada bloque y la siguiente tabla se determinan los valores para cada frecuencia seleccionada.

3.3.1.1 Evaluación de las opciones.

De la primera solución: De acuerdo a la definición se realiza la generación de onda para los valores de 250 Hz y 1500 Hz, evaluando la salida se observa que la señal generada no es suavizada debido a la cantidad de puntos usados para su generación (64 valores) por lo cual es necesario incrementarlos.

Para frecuencias superiores a 1500 Hz el diseño propuesto presenta limitaciones, es saturado debido a la velocidad de procesamiento que se exige a PSoC por lo tanto es necesario cambiar la referencia de este o buscar una alternativa diferente para la generación de onda.

De la segunda solución: De acuerdo a la definición se realiza la generación de onda para 5 valores diferentes obteniendo como resultado una onda más estructurada y de mejor calidad. Inicialmente se estableció el uso de una sola configuración del filtro pero en función de mejorar la calidad de la señal se concluye la configuración de los parámetros del filtro con cada selección que realice el usuario.

Los parámetros del filtro son configurados con la aplicación WizardDesing que viene en el paquete de Cypress para las frecuencias usadas por un audiómetro comercial que comprende valores desde los 250 Hz hasta 8 KHz equivalentes a las frecuencias necesarias en un audiómetro tipo IV.

3.3.2 De la variación de la intensidad

Primera solución: Realizarse por medio de la variación de la tensión que genera el sistema, realizar el cálculo de estos, teniendo en cuenta los transductores y otros factores que conllevan a dicha generación haciendo énfasis en la calidad del mismo.

Segunda solución: Realizar un acople de impedancia entre el transductor y un banco de resistencias que permitan la selección de la intensidad por el usuario, tener en cuenta los parámetros del transductor para que la intensidad sea calidad y el audiómetro esté en condiciones de realizar una prueba.

3.3.2.1 Evaluación de las opciones

De la primera solución: El cálculo de las diferentes tensiones equivalentes da como resultado a valores del orden de micras (μ) siendo esta una señal muy pequeña y que tanto el PSoC como el transductor la asocian a ruido. En el montaje experimental no se evidencia la intensidad seleccionada.

De la segunda solución: Se realiza el cálculo para una frecuencia teniendo en cuenta los parámetros del transductor se evidencia la caracterización de los mismos pero el resultado es satisfactorio para la prueba.

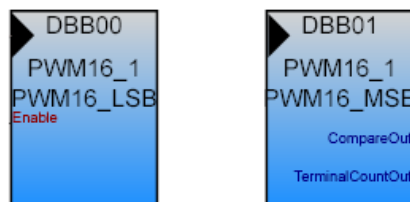
3.4 GENERACION DE TONOS

3.4.1 Descripción general. La generación de un tono puro teniendo en cuenta la opción mas acertada parte de un PWM que demarca la frecuencia, de ahí va a un acople de impedancia en donde se utiliza una PGA_1, la señal pasa a ser filtrada (LPF2_1) con el fin de convertirla a una función seno que finalmente ingresa a una PGA_2 para que todos los valores generados posean el mismo nivel de tensión.

3.4.2 Descripción detallada

3.4.2.1 Módulo PWM. En el diseño para el módulo PWM la comparación se realiza menor o igual. En la Tabla 6 se muestran los valores con los que el PWM debe cargarse para la producción de un tren de pulsos equivalente a la frecuencia establecida en la primera columna, estos cálculos se realizan con el fin de optimizar el registro extendido del conteo y de acuerdo a estos, se establece que el divisor que abarca un máximo aprovechamiento del conteo es de 4 MHz por lo cual los cálculos posteriores se realizan con base en dichos valores. Cabe resaltar que la configuración esta para una forma de onda cuyo ciclo útil es del 50 % .

Figura 11. Módulo PWM



Fuente: PSoC Designer®, Cypress semiconductor Inc. Data base versión 4.4. 2004

El módulo utiliza dos bloques digitales PSoC (véase Figura 11), contribuyendo cada uno con 8 bits a la resolución total. Para formar un conteo de 16-bit, los dos

bloques consecutivos están conectados por un “carry”, y los contadores y comparadores de las señales son de forma sincrónica.

El registro del periodo puede ser modificado con un nuevo valor en cualquier momento. Cuando el PWM se detiene, si se escribe un valor en el registro del periodo también cambia el valor en el registro de cuenta. La duración en términos del periodo de entrada viene dada por la Ecuación 19.

Ecuación 19.

$$PeriodoSalida = (ValorPeriodo + 1)_{t_{Reloj}}$$

Mientras se ejecuta, un comparador controla el ciclo de trabajo de la señal de salida. Durante cada ciclo de reloj, este compara los valores del contador con el del registro comparador, ejecutando una prueba con un valor menor o igual dependiendo de la opción seleccionada. El PWM registra el valor de la comparación en el flanco de subida del reloj después del período en que se realiza la comparación. La relación entre la magnitud de comparación y el período establece el ciclo de trabajo de la forma de onda de salida. La relación de ciclo de trabajo se puede calcular la siguiente Ecuación 20 y 21.

Ecuación 20.

$$DC(ciclo\acute{u}til) = \frac{ValorComparaci\acute{o}n}{ValorPeriodo + 1}, Comparaci\acute{o}n <$$

Ecuación 21.

$$DC(ciclo\acute{u}til) = \frac{ValorComparaci\acute{o}n + 1}{ValorPeriodo + 1}, Comparaci\acute{o}n \leq$$

Los valores encontrados en la Tabla 4 son aquellos que necesitan ser cargados al módulo PWM_1 para que dicho conteo corresponda a la frecuencia seleccionada, en cada columna perteneciente a “Divisores Reloj Maestro (SysClk/ n)” se realiza la comparación para diferentes relojes con el fin de encontrar el que hace uso de todo el rango correspondiente a 16 bits es decir de 0 a 65535 cuentas.

Teniendo en cuenta la información anterior y el porcentaje de exactitud respecto al campo establecido por la norma, se determinan los valores con los cuales debe cargarse el módulo PWM_1 y configuración de sus parámetros descritos en las ecuaciones 20 y 21 para una generación de un tren de pulsos cuya frecuencia se aproxime a la teórica (Tabla 5).

Tabla 4. Valores del divisor para el módulo PWM.

Frecuencia generada [Hz]	Periodo [s]	Divisores Reloj Maestro (SysClk/ n)			
		n=1 24 MHz	n=2 12 MHz	n=3 6 MHz	n=4 4 MHz
250	4,00E-03	191998	95998	47998	31998
500	2,00E-03	95998	47998	23998	15998
750	1,33E-03	63998	31998	15998	10665
1000	1,00E-03	47998	23998	11998	7998
1500	6,67E-04	31998	15998	7998	5331
2000	5,00E-04	23998	11998	5998	3998
3000	3,33E-04	15998	7998	3998	2665
4000	2,50E-04	11998	5998	2998	1998
6000	1,67E-04	7998	3998	1998	1331
8000	1,25E-04	5998	2998	1498	998

Tabla 5. Valores de recarga para módulo PWM.

Frecuencia Generada Hz	Valor Generación	
	Mitad pulso	Pulso completo
250	16120	32241
500	8080	16161
750	5398	10797
1000	4020	8041
1500	2699	5399
2000	2022	4045
3000	1347	2695
4000	1009	2019
6000	677	1355
8000	505	1011

3.4.2.2 Diseño de módulo LPF2. El filtro pasa bajos diseñado utiliza dos bloques análogos, la frecuencia de corte y el factor de amortiguamiento son funciones de la frecuencia del reloj y de los valores elegidos para los condensadores.

El módulo de usuario LPF2 (Low pass filter 2) permite la implementación de diferentes configuraciones de filtros bipolares (Butterworth, Bessel y Chebyshev)

los cuales se pueden ajustar con gran precisión mediante el control de la frecuencia de muestreo. Para una implementación de orden superior es posible la conexión en cascada de estos filtros (véase Figura 12).

La arquitectura del filtro (véase Figura 13) consta de amplificadores operacionales y caminos de realimentación dependientes de la frecuencia.

En el diseño se utiliza un filtro de segundo orden tipo butterworth, la reconfiguración de los valores de los condensadores se realiza por medio de software de manera individual.

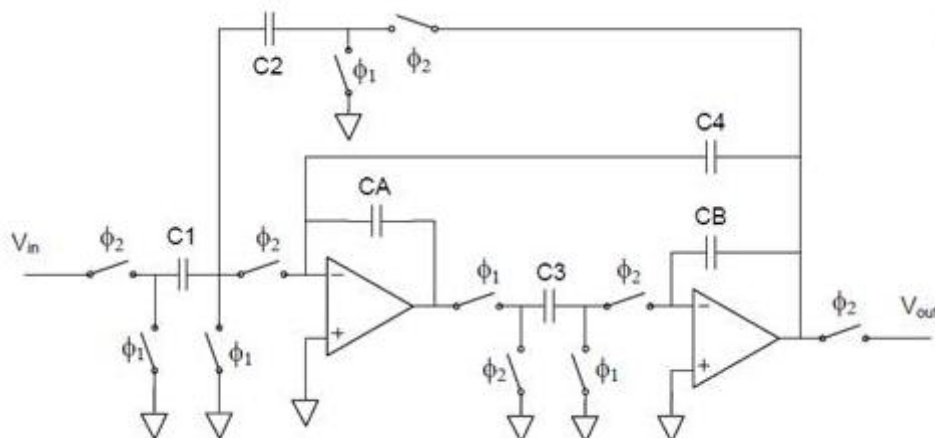
Las frecuencias de corte se encuentran asociadas a una configuración específica, los valores para la configuración del filtro se definen tal como se muestra en la Tabla 6 en donde c1, c2, c3, c4, ca, cb representan los condensadores y N es el divisor del reloj.

Figura 12. Módulo LPF2.



Fuente: PSoC Designer®, Cypress semiconductor Inc. Data base versión 4.4. 2004

Figura 13. Configuración interna del módulo LPF2.



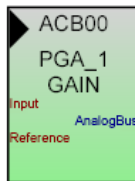
Fuente: PSoC Designer®, Cypress semiconductor Inc. Data base version 4.4. API (*Application Programming Interface*). 2004

Tabla 6. Valores de configuración del módulo LPF2 para cada frecuencia.

Valores de configuración							
Frecuencia De onda generada Hz	c1	c2	c3	c4	ca	cb	N
250	1	1	2	31	32	32	182
500	1	1	2	31	32	32	110
750	1	1	3	27	32	32	100
1000	1	1	4	22	32	32	81
1500	1	1	4	22	32	32	56
2000	2	2	8	22	32	32	75
3000	3	3	9	26	32	32	70
4000	5	5	12	30	32	32	81
6000	7	6	16	28	32	32	64
8000	9	8	18	31	32	32	30

3.4.2.3 Módulo PGA. Para este diseño se implementan dos módulos PGA (véase Figura 14) ubicados antes y después del modulo LPF2 y que de acuerdo a los valores de este, las diferentes señales generadas han sido atenuadas por lo que sus tensiones son diferentes, en la última etapa del diseño del circuito interno se implementa una PGA (PGA_2) con el fin de atenuar la señal para que a la frecuencia seleccionada el nivel de tensión efectivo (RMS) sea el mismo, todo con el fin de simplificar bloques en el diagrama descrito anteriormente (véase Figura 9).

Figura 14. Módulo PGA.



Fuente: PSoC Designer®, Cypress semiconductor Inc. Data base versión 4.4. 2004

Este módulo amplifica o atenúa una señal interna o externa, que puede hacer referencia a la tierra analógica interna, V_{ss} , u otras referencias opcionales. Implementa un amplificador operacional cuya conexión está dada por entrada de alta impedancia y no inversora (véase Figura 15).

El amplificador es de ganancia programable, estas presentan valores fijos y son ajustadas por configuración inicial del bloque o por software.

El amplificador tiene la siguiente función de transferencia para ganancias superiores a 1 (véase Ecuación 22).

Ecuación 22.

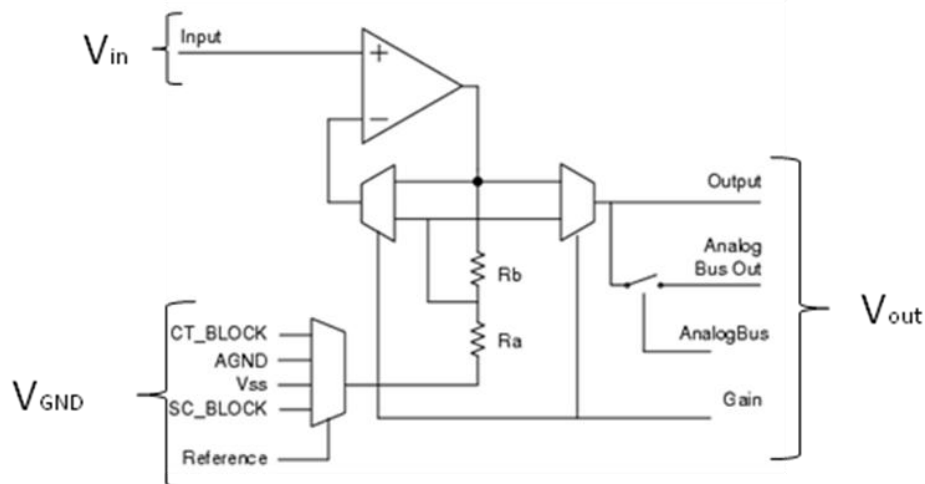
$$V_O = (V_{IN} - V_{GND}) \left(1 + \frac{R_b}{R_a} \right) + V_{GND}$$

Para ganancias inferiores a 1 se tiene la Ecuación 23.

Ecuación 23.

$$V_O = (V_{IN} - V_{GND}) \left(\frac{R_a}{R_a + R_b} \right) + V_{GND}$$

Figura 15. Configuración interna de módulo PGA.



Fuente: PSoC Designer®, Cypress semiconductor Inc. Data base version 4.4. API (*Application Programming Interface*). 2004

3.5 VARIACIÓN DE INTENSIDAD

3.5.1 Descripción general. La variación de la intensidad de acuerdo a la opción seleccionada y teniendo en cuenta el diagrama de bloques se compone de un filtro pasivo pasa altas asociado al *offset* y los armónicos, un multiplexor que selecciona la salida correspondiente a la intensidad deseada y un banco de resistencias que componen las diferentes intensidades.

3.5.2 Descripción detallada

3.5.2.1 Filtro pasivo pasa altas. En este caso el PSoC genera las señales a diferentes frecuencias, sin embargo la salida de este, es monopolar con un *offset* de 2,5 V, es decir no cumple con los requisitos para convertirse en una señal de audio pues debe ser bipolar.

La implementación de un filtro pasa altas (véase Figura 16) elimina el *offset* de las señales generadas por el PSoC. La frecuencia de corte (f_c) está ubicada a 125 Hz para que el ruido generado por la red sea eliminado, así como sus armónicos estipulados en la norma.

El circuito consta de un condensador y una resistencia cuyo valor depende de la Ecuación 24.

Ecuación 24.

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_1 C_1}$$

R_1 : Resistencia

C_1 : Condensador

3.5.2.2 Multiplexor análogo. La selección de una de las resistencias del banco (más adelante en la sección banco de resistencias) se realiza a través de un multiplexor análogo, para este caso de referencia UTC 4052 y una alimentación V_{dd} a 5 V.

El diagrama de entradas y salidas puede apreciarse en la Figura 17, en donde la selección de la resistencia es controlada por el PSoC.

Figura 16. Filtro pasivo pasa altas.

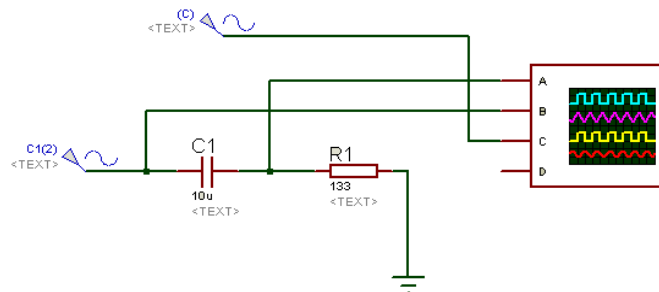
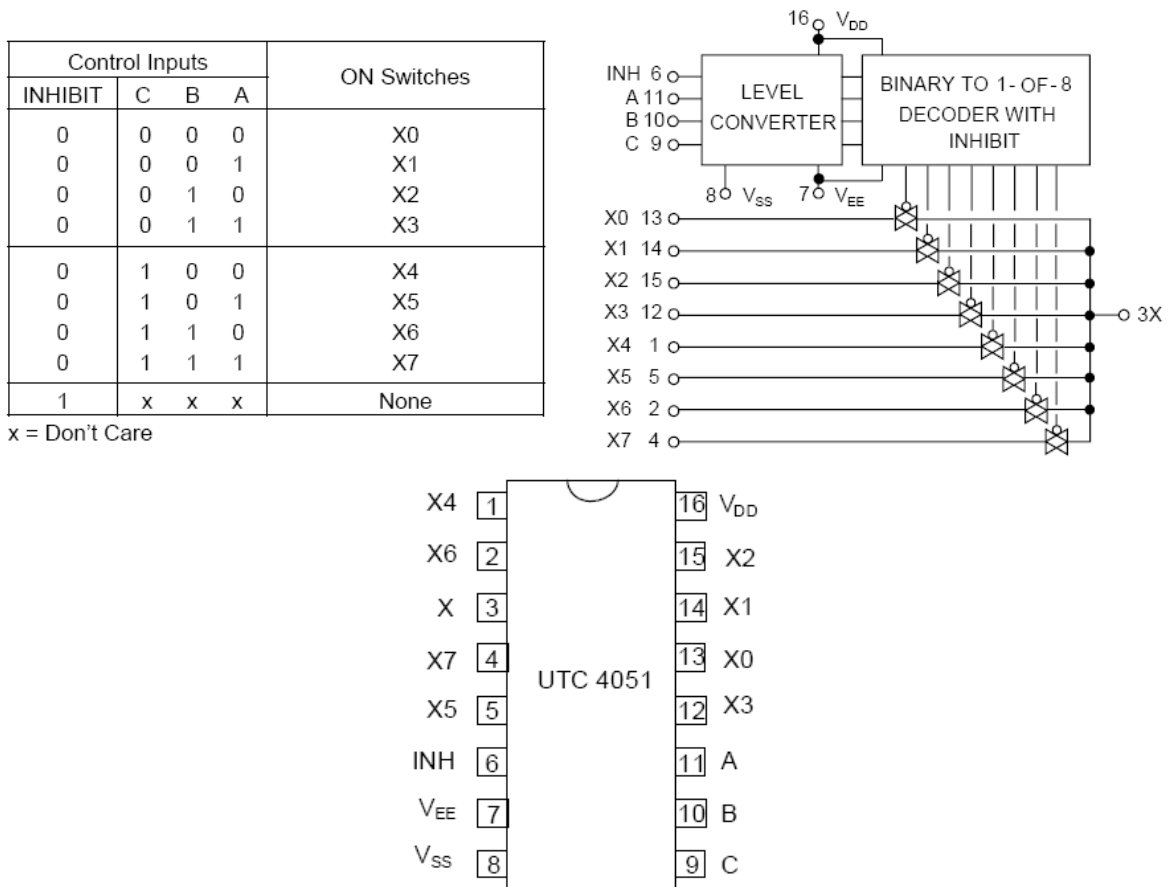


Figura 17. Asignación de pines. Multiplexor análogo UTC 4051.



Fuente: AllDatasheet [en línea]. [Consultado el 1 de Marzo, 2010]. Disponible en Internet: <http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/173652/UTC/4051.html>

3.5.2.3 Banco de resistencias. El banco de resistencias tiene la función de generar la intensidad seleccionada por el usuario, el multiplexor recibe una señal que proviene del PSoC la cual indica la resistencia asociada al volumen. Algunos de los valores de resistencias asociados a intensidades de diferentes frecuencias se pueden apreciar en la Tabla 7 en la cual las casillas que se encuentran sombreadas corresponden a valores en dB que sirven para la frecuencia asociada.

Tabla 7. Valores de resistencias de acuerdo al nivel de intensidad o volumen.

Frecuencia Generada Hz	Resistencias pertenecientes al banco							
	2,8778 Ω	5,408 Ω	8,640 Ω	17,752 Ω	28,707 Ω	50738,8 Ω	89679,5 Ω	158506,2 Ω
250	45,7	42,2	38,9	35,71	32,47	31,2	27,9	24,7
500	58,2	52,8	48,1	41,3	40,5	37,9	33,9	30
750	65,9	60,2	55,4	48	44,3	42,8	38,3	33,7
1000	70,5	65,2	60,1	55,1	50,1	45	40	35
1500	75,3	71,7	66,8	61,4	56,1	51,6	46,1	40,6
2000	79,3	76	71,1	65,8	59,9	54,8	48,9	43
3000	83,1	79,1	74	68,7	63	57,1	51	44,9
4000	86,9	84,9	79,9	74,3	67,9	61,1	54,5	48
6000	72,8	68,6	64,2	58,6	52,5	49,4	44,1	38,9
8000	66,4	61,4	56,9	51,8	47	44,4	39,7	35

3.6 TRANSDUCTOR DE SALIDA

Como se ha descrito anteriormente, hasta el banco de resistencias la señal generada amplitud fija y frecuencia variable. Es tarea del banco de resistencias variar la intensidad de la señal que será aplicada al transductor de salida que en este caso un par de auriculares TDH-39P (véase Figura 18). Es decir que el banco de resistencias y auriculares implementan un par de resistencias en serie, a manera de un acople de impedancias con el fin de lograr la variación de la intensidad.

Figura 18. Transductores TDH 39-P.



Fuente: Acústica Orlandi [en línea]. Brasil 2008 [Consultado el 5 de Marzo, 2010].
 Disponible en Internet:
http://www.acusticaorlandi.com.br/acessorio_lista.php?catAceCodigo=7

Este acople se describe paso a paso a través de ecuaciones matemáticas que tienen en cuenta las especificaciones del diseño del transductor (Ecuación 6), y que junto con las especificaciones del diseño del audiómetro facilitan la generación de los decibeles establecidos por la normativa estudiada en el Anexo C.

3.6.1 Especificaciones del transductor

- Tipo de receptor: Dinámico con diafragma de metal.
- Impedancia: 10 ohmios.
- Respuesta en frecuencia: 100 Hz a 8000 Hz.
- Potencia continua: 300 mW a cualquier frecuencia dentro del rango.
- Linealidad: Lineal para potencia de entrada de 0 W a 400 mW.
- Sensibilidad: 108 dB \pm 4 dB SPL (Referencia: 0 dB = 20 μ Pa) para una salida con 1 mW a una señal de entrada de 1 kHz.
- Distorsión: Menor que el 1 %.

3.7 DISEÑO MENU DE NAVEGACIÓN

El menú de navegación se compone de cuatro pulsadores (véase Tabla 8) en el cual los dos primeros cumplen con función múltiple. Por defecto al encender el audiómetro los parámetros iniciales son de cero dB a la frecuencia fundamental es decir a 1 kHz.

Dentro de las características de diseño se cuenta con un visualizador LCD en donde se indica al usuario cual es el siguiente paso en caso de que se desee continuar con el proceso o si desea abandonar la prueba pulsando *Stop*.

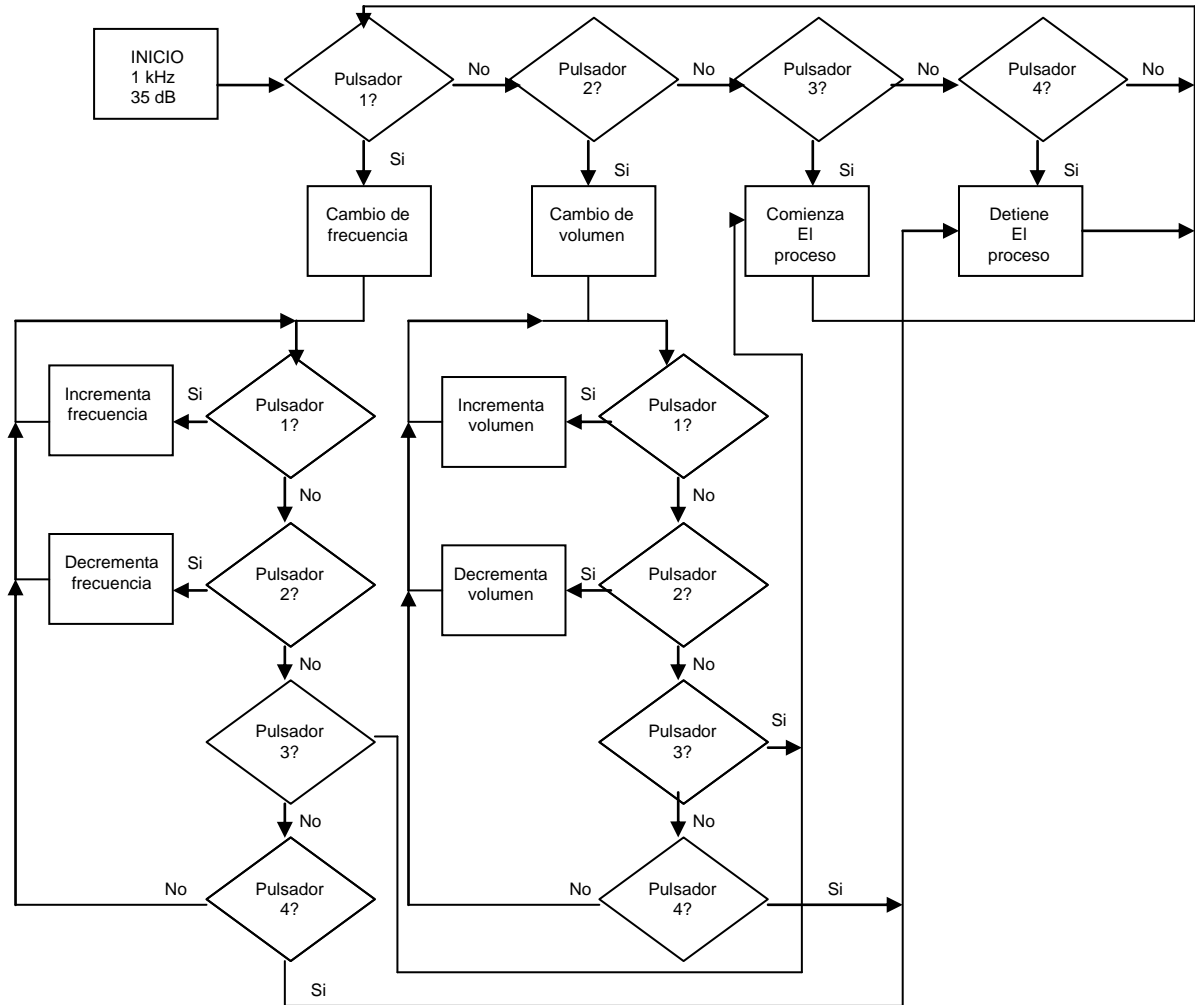
Tabla 8. Función de pulsadores del menú de navegación.

Botón	Función
1	Flecha arriba Selector de Frecuencia
2	Flecha abajo Selector de dB
3	Start
4	Stop

Además cuenta con un pulsador anexo como respuesta del paciente que indica haber escuchado a través del encendido de un LED ubicado en el dispositivo.

El diseño del menú de navegación se basa en el diagrama de flujo que se presentan a continuación (véase Figura 19).

Figura 19. Diagrama de flujo Menú de navegación.



4. RESULTADOS

4.1 INTRODUCCIÓN

En este capítulo se muestran los resultados obtenidos con el audiómetro implementado. A partir de estos se puede validar que nuestro audiómetro cumple con las características que posee un Tipo IV.

4.2 INCERTIDUMBRE ASOCIADA

De acuerdo a la ISO 17025:2005 se establece el disponer y aplicar procedimientos para estimar la incertidumbre de medida los cuales caracterizan la dispersión de los valores del mesurando, para ello es necesario el calculo de la media aritmética, la varianza y la desviación estándar.

4.2.1 Proceso de toma de muestras

En este proceso se determinan los diferentes tipos de incertidumbre teniendo en cuenta un factor de confianza de 2 equivalente al 95 % de exactitud, tal como lo especifica la norma.

Incertidumbre TipoA: Evaluación de medida por un análisis estadístico de múltiples valores medidos obtenidos en condiciones definidas en donde se parte de una función de densidad de probabilidad derivada de una distribución de frecuencias observadas.

Incertidumbre TipoB: Evaluación de un componente de medición de la incertidumbre por medios de evaluación distintos del tipo A.

Incertidumbre TipoC: Evaluación de tipo combinado.

Cabe resaltar que para cada medida que posee una incertidumbre asociada se ha realizado el proceso de registro de datos con una muestra no menor a cinco (5) y cada tipo descrito anteriormente.

4.3 RESULTADOS DE GENERACIÓN DE TONOS PUROS

4.3.1 Descripción del instrumento de medida. El scopeMeter Fluke 199B/C es usado para aplicaciones más exigentes, ya que ofrece especificaciones que

normalmente sólo se encuentran instrumentos de banco de gama alta. Cuenta con anchos de banda de hasta 200 MHz, velocidad de muestreo en tiempo real de 2,5 GS/s y una profundidad de memoria de 27 500 puntos por canal, resultan instrumentos ideales para necesidades de un osciloscopio de altas prestaciones en una herramienta de mano alimentada por baterías.

4.3.2 Resultados de tonos. Teniendo en cuenta las Tablas 4 y 5, se generan ondas cuadradas a diferentes frecuencias como se muestra en la Figura 20 (Línea A) para 1 kHz; A cada una de estas señales generadas se les hace un registro de su frecuencia utilizando un osciloscopio Fluke 199 BC. En el laboratorio se registran treinta (30) medidas que posteriormente son usadas para calcular la incertidumbre asociada (véase Tabla 9).

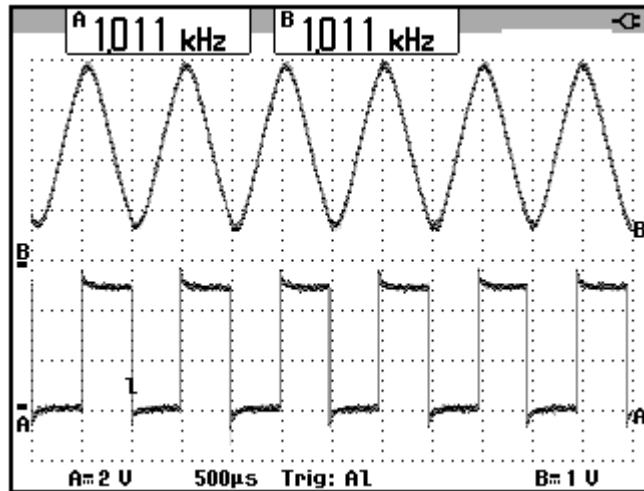
Tabla 9. Frecuencia medida a la salida del módulo PWM.

Frecuencia Deseada de la Onda cuadrada Hz	Frecuencia medida de la Onda cuadrada Hz
250	254,906 \pm 0,28
500	506,162 \pm 0,25
750	753,099 \pm 0,18
1000	1007 \pm 0,0755
1500	1508 \pm 0,0009
2000	2003 \pm 0,0006
3000	3017 \pm 0,0004
4000	4025 \pm 0,0005
6000	5997 \pm 0,0007
8000	8035 \pm 0,0013

Estas ondas cuadradas pasan por el filtro pasa bajas LPF2_1 con el objetivo de que la salida de este sean ondas sinusoidales como se muestra en la Figura 20 (Línea B) De igual manera se realiza la medición de la frecuencia de estas ondas sinusoidales con el fin de comprobar que se encuentren dentro del rango estipulado por la norma después de haber sido filtradas (véase Tabla 10).

Finalmente la señal pasa por el módulo PGA_2 y es amplificada o atenuada tal que la amplitud de todas las ondas generadas sea similar para que el paciente pueda escucharla sin inconvenientes.

Figura 20. Ondas generadas. Señal cuadrada (Línea B) y señal sinusoidal con *offset* (Línea A).

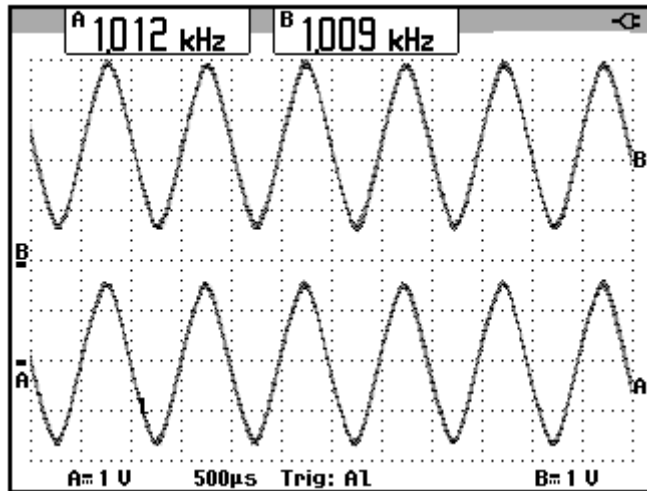


Esta onda sinusoidal con amplitud similar y *offset* sale del PSoC y es aplicada al filtro pasa altas pasivo (FPA) con el fin de el que *offset* sea eliminado. En la Figura 21 se muestra la onda sinusoidal a la salida del PSoC (Línea B) y cuando sale de este filtro sin *offset* (Línea A). En la Figura 22 se muestra esta última onda con menor escala y para la mayor frecuencia que genera este audiómetro.

Tabla 10. Frecuencia medida a la salida del módulo LPF2.

Frecuencia Deseada de la sinusoidal Hz	Frecuencia medida de la sinusoidal Hz
250	254,954 ± 0,28
500	506,154 ± 0,25
750	753,072 ± 0,18
1000	1004 ± 0,0755
1500	1504 ± 0,0009
2000	2007 ± 0,0006
3000	3010 ± 0,0004
4000	4021 ± 0,0005
6000	5991 ± 0,0007
8000	8032 ± 0,0013

Figura 21. Onda sinusoidal generada. Señal con *offset* (Línea B) y sin él (Línea A).



Puede apreciarse que los cambios entre los valores registrados en términos de frecuencia (Hz) para la generación de las ondas cuadradas y las ondas sinusoidales no son significativos y que no es necesaria la implementación o modificación de los registros iniciales de configuración del módulo PWM.

Teniendo las frecuencias establecidas es necesario determinar el valor de la amplitud de la señal con el fin de generar los decibeles requeridos por una prueba audiométrica de despistaje y control.

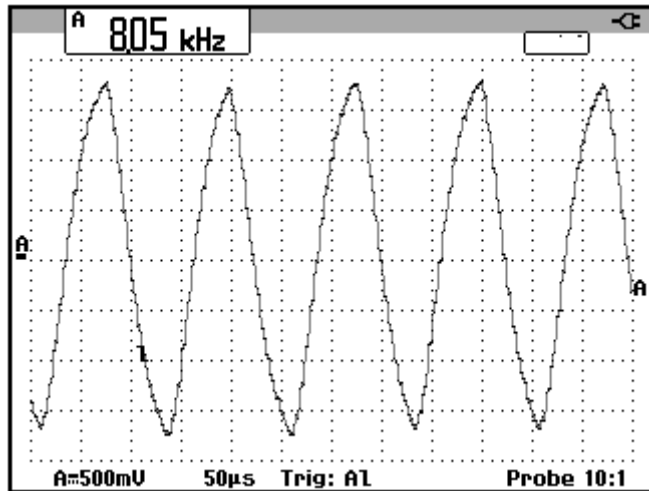
Como se menciona en el capítulo 3 se establece que la amplitud y el valor efectivo son fijos, para esto la determinación de amplificación o atenuación parte del valor registrado en la Tabla 11 y que a su vez asocia el valor de ganancia que debe tener el módulo PGA_2 ubicada a la salida del filtro LPF2_1.

4.4 RESULTADOS DE VARIACIÓN DE dB

4.4.1 Descripción del instrumento de medida. Las mediciones promedio exponenciales y mediciones integradas pueden ser hechas con una posibilidad de integración de datos, ya sea interna o externa.

El medidor provee lecturas numéricas así como de barra grafica. Este modelo es de exactitud tipo 2 para trabajos de campo en general. Utilizan micrófono prepolarizado de 12 mm. Los medidores aceptan filtros de bandas de octavas ob 100 y ob 300.

Figura 22. Onda sinusoidal generada sin *offset*.



Anexo se pueden efectuar mediciones a distancia mediante el empleo de cables de extensión. También es posible el empleo del integrador de vibraciones va 508 c en la determinación de una amplia gama de vibraciones industriales.

4.4.2 Resultados de variación de intensidad. Debido a que el oído no escucha en forma lineal y que dependiendo de la frecuencia se necesita una potencia acústica diferente para ser percibido a un mismo nivel la generación de los decibeles no es tarea sencilla. Para cumplir con la función del volumen o intensidad de sonido en este diseño se tiene en cuenta la Ecuación 6 que determina los valores de la resistencia equivalente a la potencia necesaria.

Los factores como $\Delta t [dB_{SPL}]$ y $RETSPL_{dB SPL}$, de dicha Ecuación (véase Ecuación 6) son diferentes para cada frecuencia (véase Tabla 12), estos se encuentran especificados por el fabricante.

Cabe resaltar que la potencia hallada con las Ecuaciones descritas en el capítulo anterior hacen referencia a la potencia acústica más no a la potencia eléctrica suministrada. Ante esta situación se realiza la caracterización del diseño (véase Figura 23), para ello se establecen un procedimiento experimental en donde se seleccionan las cinco niveles de intensidad mayores que el audiómetro diseñado debe generar y se realiza un barrido de frecuencias tal que asocien los dB de la frecuencia fundamental ajustada (1 kHz) con otra frecuencia seleccionada es decir se aplica el principio de Robinson y Dadson.

Tabla 11. Amplitud y tensión efectiva (RMS) medido a la salida el módulo LPF2_1 y PGA_2.

Frecuencia Generada por el audiómetro Hz	Tensión Pico-Pico V	Tensión RMS V	Ganancia Módulo PGA_2	Tensión RMS V Después de La PGA_2
250	2,899	1,018	1,143	0,923
500	3,677	1,300	0,937	1,012
750	2,881	1,019	1,143	1,031
1000	3,358	1,187	0,875	1,035
1500	3,200	1,131	1,062	1,065
2000	3,918	1,385	0,875	1,045
3000	3,601	1,273	0,937	1,005
4000	4,811	1,697	0,750	1,030
6000	4,000	1,414	0,937	1,037
8000	4,639	1,640	0,75	1,030

Tabla 12. Valores de la variación de la sensibilidad $\Delta t(dB_{SPL})$ y de $RET_{SPL_{dBSPi}}$ para cada frecuencia generada.

Frecuencia Hz	$RET_{SPL_{dBSPi}}$	$\Delta t(dB_{SPL})$
250	27	3
500	13,5	2
750	9	1,5
1000	7,5	0
1500	7,5	0
2000	9	2
3000	11,5	-4
4000	12	-8
6000	16	-12
8000	15,5	-10

Con la caracterización se pueden determinar los dB requeridos de una frecuencia seleccionada para que el oído pueda percibirlos a la intensidad de la fundamental (véase Figura 24), es decir que los cálculos de la resistencia se hacen con base en estos resultados. Por ejemplo para que el oído perciba 70 dB a una frecuencia

de 2 kHz, los cálculos de la resistencia se harán con base en 61,7 dB según la curva.

A las curvas experimentales de la Figura 23 se asocia un valor de resistencia ajustado a la fundamental (véase Tabla 13) estableciendo una relación entre ellas es decir que para generar 70 dB a 1 kHz el valor de la resistencia debe ser aproximadamente 2877,6 Ω .

Tabla 13. Resistencias ajustadas a la generación de los dB para la frecuencia fundamental.

dB	Resistencia (Ω) necesaria para generar dB a 1 kHz
70	2877,6
65	5408
60	8640
55	17752
50	28707

Figura 23. Caracterización del audiómetro diseñado.

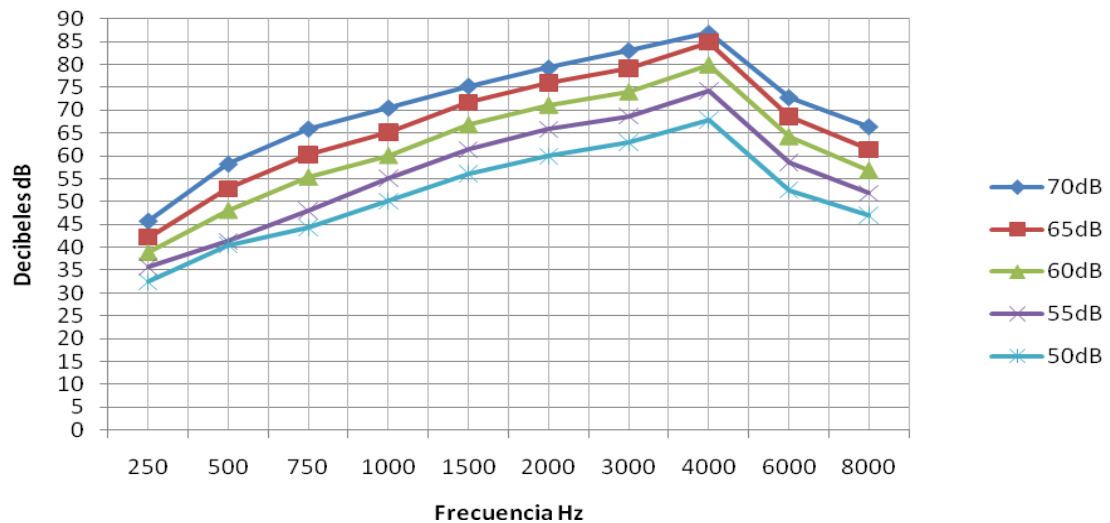
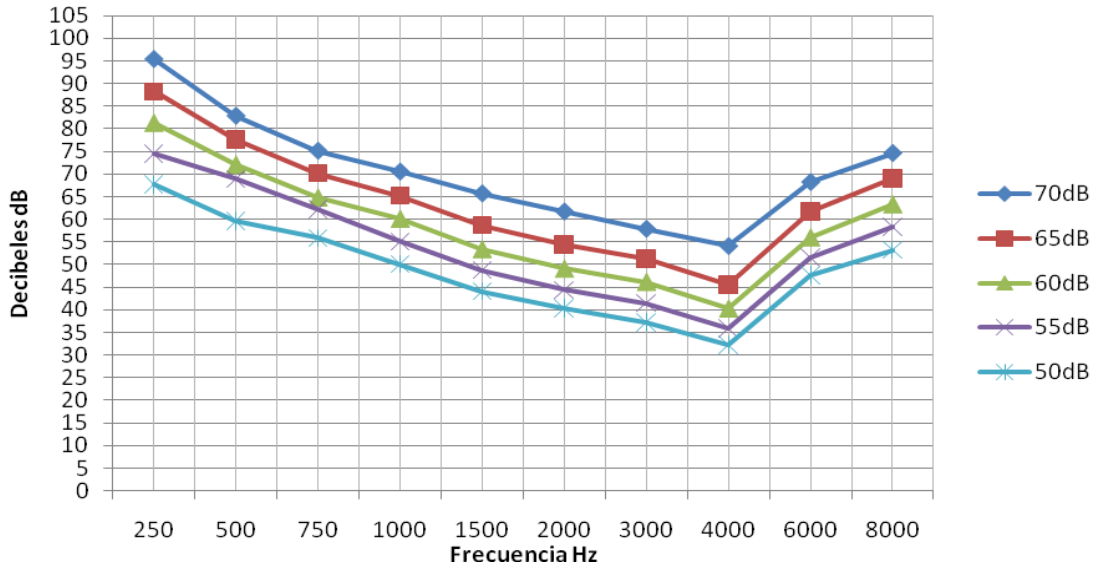


Figura 24. Curvas teóricas a partir de la caracterización para cinco intensidades.



Con la caracterización mencionada anteriormente se registran todas las intensidades generadas a las diferentes frecuencias tal como se muestra en la Tabla 14.

Tabla 14. Decibeles registrados del montaje experimental.

Frecuencia Generada Hz	Decibeles registrados de la caracterización				
	70dB	65dB	60dB	55dB	50dB
250	45,7	42,2	38,9	35,71	32,47
500	58,2	52,8	48,1	41,3	40,5
750	65,9	60,2	55,4	48	44,3
1000	70,5	65,2	60,1	55,1	50,1
1500	75,3	71,7	66,8	61,4	56,1
2000	79,3	76	71,1	65,8	59,9
3000	83,1	79,1	74	68,7	63
4000	86,9	84,9	79,9	74,3	67,9
6000	72,8	68,6	64,2	58,6	52,5
8000	66,4	61,4	56,9	51,8	47,0

Continuando con el proceso se halla una relación (k) entre los dB obtenidos de estas curvas para cada frecuencia (véase Tabla 15)

Por ejemplo para determinar los dB que se van a generar a 2 kHz si la frecuencia fundamenta (1 kHz) se encuentra a 55 dB se multiplica el factor k correspondiente a la frecuencia, por 55 dB, es decir se producen aproximadamente 64,7 dB.

Teniendo en cuenta los diseños estándar de audiómetros y las Ecuaciones descritas en el capítulo anterior se necesitarían 140 resistencias de diferentes valores para realizar la generación de los dB requeridos por la prueba audiométrica de Tipo IV.

Con el fin de optimizar el diseño y teniendo en cuenta la restricción ante el cálculo de la potencia eléctrica se realiza una relación de las resistencias calculadas con la Ecuación 6 y las ajustadas (véase Tabla 16),(véase anexo D).

Partiendo de la relación entre resistencias se determina el valor de la constante perteneciente a la serie p que resulta del cociente entre los valores de la relación entre resistencias. Esta constante permite hallar los valores próximos de la relación entre resistencias a dB específicos con una frecuencia de 1 kHz, es decir de 45 dB hasta 0 dB.

Para facilidad de cálculos se realiza una media aritmética entre los cuatro valores hallados en la serie p , obteniendo como resultado 1,789; este valor al ser multiplicado por la relación de la resistencia anterior da como resultado el valor de la próxima relación correspondiente al rango de dB menor, es decir para hallar la relación entre resistencias de 40 dB a la frecuencia fundamental es necesario multiplicar la constante de la serie p por el valor de la relación a 50 dB de la misma frecuencia. A estas nuevos valores se les denomina factores determinantes m (véase Tabla 17).

Tabla 15. Relación entre dB de una frecuencia seleccionada y la fundamental.

Frecuencia generada Hz	Relación (k)
250	0,648
500	0,799
750	0,907
1000	1,000
1500	1,103
2000	1,173
3000	1,226
4000	1,314
6000	1,053
8000	0,942

Tabla 16. Relación entre resistencias ajustadas y resistencias teóricas.

dB	Resistencia Teórica a 1 kHz (Ω)	Resistencia ajustada experimental (Ω)	Relación entre resistencias	Serie p
70	1202398,78	2877,6	417,848	1,683
65	3802318,8	5408	703,091	1,979
60	12023987,8	8640	1391,665	1,539
55	38023188	17752	2141,910	1,956
50	120239878	28707	4188,521	0

Tabla 17. Factores determinantes m para el intervalo de 40 dB hasta 0 dB a 1 kHz.

dB	Factor determinante m
45	661,202
40	1182,989
35	2116,548
30	3786,827
25	6775,209
20	12121,877
15	21687,879
10	38802,909
5	69424,298
0	124210,613

La importancia del factor m radica en que este ayuda a determinar el valor de la resistencia que genera los dB requeridos a la frecuencia fundamental, como una relación entre la resistencia teórica y el valor de dicho factor (véase Ecuación 25).

si

$$\frac{\text{Valor } R_{\text{Teorica}}_A}{\text{Valor } R_{\text{Real}}_A} = Cte_A$$

y

$$\frac{\text{Valor } R_{\text{Teorica}}_B}{\text{Valor } R_{\text{Real}}_B} = Cte_B$$

Entonces,

$$Cte_b = Cte_A * Seriep$$

$$Cte_{dB} = Cte_B$$

Ecuación 25.

$$\frac{ValorR.Teorica}{Cte_{dB}} = ValorR.Real$$

Para comprobar que el método de determinación de los dB es efectivo, se realiza una prueba con diferentes relaciones, obteniendo como resultado (véase Tabla 18 y 19):

El instrumento de medida de la intensidad corresponde a un sonómetro Quest 2900 además del acondicionamiento del espacio de medición (laboratorio 3D de la universidad Autónoma de Occidente – Cali) con aislamiento básico a perturbación sonora.

Tabla 18. Ensayo para generar dB a 750 Hz.

dB a 1kHz	Relación k	dB Teóricos a 750 Hz	dB Medidos a 750 Hz
75	0,907	68,02	70,2

Tabla 19. Ensayo para generar dB a 4 kHz.

dB a 1kHz	Relación k	dB Teóricos a 4 kHz	dB Medidos a 4 kHz
45	1,314	59,87	61,7

Otra forma de comprobar que el método expuesto es efectivo se pretende hallar todos los factores partiendo de la Ecuación 26 en donde no se tienen en cuenta las especificaciones del transductor (véase Tabla 20).

Ecuación 26.

$$Lp_{dB} = 10 \log \frac{W_1}{W_{ref}}$$

donde

$$W_1 = \frac{V^2}{R}$$

y

$$W_{ref} = 10^{-12}$$

Tabla 20. Relación entre resistencias ajustadas y resistencias teóricas partiendo de otra ecuación.

dB	Resistencia Teórica a 1 kHz (Ω)	Resistencia ajustada (Ω)	Relación entre resistencias	Serie p
70	106090	2877,6	36,867	1,683
65	335486,037	5408	62,035	1,979
60	1060900	8640	122,789	1,539
55	3354860,37	17752	188,984	1,955
50	10609000	28707	369,561	0

Cabe resaltar que el valor constante de la serie p es el mismo para la otra ecuación, por lo tanto la estandarización del proceso es posible sin necesidad de tener en cuenta las características que se describen en el capítulo anterior especificadas por el proceso estándar de diseño.

5. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

El procedimiento propuesto en este diseño el cual involucra la relación k , la serie p y una resistencia teórica demuestra que la determinación de los dB para una frecuencia específica tiene dos vías alternas; ya sea teniendo en cuenta las características del transductor o simplemente partiendo de la ecuación básica de potencia. Queda demostrado que ambos caminos conllevan a la misma conclusión en lo que respecta a una intensidad específica y que de acuerdo a esto la implementación de un transductor diferente no es una tarea engorrosa si se tiene en cuenta el procedimiento descrito en el presente trabajo.

De acuerdo al diseño estándar de un audiómetro la generación de la intensidad parte de la variación del voltaje, sin embargo estudios y pruebas experimentales realizadas conllevan a que los valores asociados a las intensidades presentan magnitudes que fácilmente se confunden con ruido, ocasionando distorsión en la última fase cuando el sonido sale del transductor, por esta razón la calidad del sonido se ve afectada y la prueba audiométrica pierde efectividad. La variación de la resistencia es una opción demostrada que genera diferentes intensidades a frecuencias específicas y que dichos valores están dentro de los rangos de la normativa correspondiente.

Con el diseño propuesto se logra una reducción del número de resistencias implementadas a más del 50 % es decir la mejora del diseño si fue posible.

El diseño propuesto cumple con la normativa correspondiente para Tipo IV, sin embargo se propone la implementación de otras características funcionales que conlleven a la evolución a un diseño de un audiómetro clínico o Tipo 1.

La implementación de PSoC como tecnología novedosa conlleva a restricciones como la generación de las frecuencias necesarias a través del uso de LUT, esto debido a que la velocidad de procesamiento no permite generar ondas sinusoidales a frecuencias altas, por otra parte la resolución del ADC no permite que la onda sinusoidal se vea suavizada afectando el audio de la misma lo que conllevó a buscar y evaluar soluciones alternativas

El trabajo futuro va encaminado a la producción y comercialización de un audiómetro partiendo del diseño propuesto, para ello es necesario realizar pruebas de compatibilidad electromagnética, metrológicas y de calibración.

Este trabajo claramente expone un método para el diseño de un audiómetro Tipo IV, de desearse realizar uno con características mas avanzadas puede establecerse como punto de partida este diseño ya que cada punto expuesto ha sido corroborado en un laboratorio.

GLOSARIO

AUDIOGRAMA: representación grafica que permite visualizar el umbral audible de una persona para cada oído (véase Anexo A).

AUDIOMETRÍA DE CONDUCCIÓN AÉREA: pruebas que se realizan con el fin de determinar el umbral de audición. Necesitan de un transductor para su ejecución.

AUDIÓMETRO DE TONOS PUROS: dispositivo que permite realizar una prueba audiométrica cuya función es la generación de tonos puros a diferentes niveles de intensidad sonora con el fin de determinar el umbral en un paciente.

AURICULAR SUPRA-AURAL: transductor que genera presión sonora a partir de potencia eléctrica, se caracteriza por su forma de contacto con el paciente ya que abarca todo el pabellón.

CONDUCCIÓN AÉREA: transmisión de las ondas sonoras hasta el oído interno a través del medio aéreo mediante el sistema tímpano-osicular.

dB AJUSTADOS: relación que determina la presión sonora emitida por un dispositivo, es la escala más semejante a la percepción logarítmica del oído humano.

dB_{HTL}: expresa el nivel de audición como diferencia con respecto al nivel umbral de referencia (RETSPL o RETEL).

dB_{SPL}: indican nivel de presión sonora (Sound Pressure Level), tomando como referencia 20 μ Pa.

HIPOACUSIA: es la pérdida parcial de la capacidad auditiva que se traduce en el cambio del umbral de audición (véase Anexo B).

NIVEL EQUIVALENTE DE FUERZA AL UMBRAL DE REFERENCIA (RETFL): la media de los niveles ETSP (presión) de un número suficientemente grande de personas de ambos sexos y de edades comprendidas entre 18 y 30 años otológicamente normales.

SONOMETRO: instrumento de medida que sirve para medir niveles de presión sonora e intensidad acústica.

UMBRAL DE AUDICIÓN: nivel de presión sonora mínimo capaz de evocar una sensación auditiva.

BIBLIOGRAFÍA

ACCOLTI, Ernesto, MIYARA, Federico, MIGNINI, Ezequiel, PRIMERAS JORNADAS REGIONALES DE ACÚSTICA, Argentina, 2009.

Acoustical Society of America Standards Secretariat. ACOUSTICS, MECHANICAL VIBRATION AND SHOCK, BIOACOUSTICS, ANIMAL BIOACOUSTICS AND NOISE, 2008

ALLEN, P. E., SÁNCHEZ-SINENCIO E. "Switched Capacitor Circuits". Van Nostrand Reinhold Company Inc. USA. 1984.

American Speech Language Hearing Association "Guidelines for Manual Pure-Tone Threshold Audiometry", Working Group on Manual Pure-Tone Threshold Audiometry, 2005

BRIGARD DE PARDO, María Elvira, GÓMEZ H, Carmenza, GONZÁLEZ DE BARRETO, Hilda, PASTORIZA M, Susana, RÁNGEL M, Patricia, RESTREPO A, Clemencia, VILLEGAS B Berta, "Detección temprana de pérdidas auditivas un deber pospuesto" REVISTA DE OTORRINOLARINGOLOGÍA, Colombia, Junio 2002.

CABRERA-LÓPEZ J. J. "Diseño de un Microsistema para el Procesamiento de Ondas Ultrasónicas en Medios Acuosos". Tesis de Maestría. Universidad del Valle, Programa de Posgrados de Ingeniería Eléctrica y Electrónica. 2009.

CAICEDO, R. "Diseño de Circuitos Electrónicos Usando Circuitos Análogos Programables". Tesis de grado. Universidad del Valle, Facultad de Ingeniería, EIEE. 2002.

CASTRO, Carlos Arturo, MURILLO G, Diego Mauricio, APLICATIVO DE SOFTWARE PARA AUDIÓMETRO DE TAMIZAJE, Universidad de San Buenaventura Medellín, Colombia.

Colombia, Instituto de seguros sociales. Gerencia de protección de riesgos laborales. Sistema de la vigilancia epidemiológica de ruido. Bogotá 1995. p 6.

Colombia, Ministerio de la Protección Social. Guía de atención integral basada en la evidencia para hipoacusia neurosensorial inducida por ruido en el lugar de trabajo (GATI-HNIR). 2006. p 18

Colombia, Ministerio de salud. Resolución No. 8321 del 4 de agosto de 1983. Por la cual se dictan normas sobre Protección y Conservación de la Audición de la

Salud y el bienestar de las personas, por causa de la producción y emisión de ruidos.

Colombia, Ministerio de Salud. Las organizaciones laborales y la salud de los trabajadores. Bogotá. El ministerio 1994 p 27-25.

Colombia, Ministerio de la Protección Social. Ley 1122 de enero de 2007. Por la cual se hacen algunas modificaciones en el sistema general de seguridad social en salud y se dictan otras disposiciones.

Colombia, Revista De Otorrinolaringología. Amplificación, un reto en evolución. Vol. 30. No 2. Junio de 2002

CORZO A Gilbert. RUIDO INDUSTRIAL Y EFECTOS A LA SALUD.

DAZA BOTERO, Aída Lucía, “El resurgimiento de baterías para el diagnóstico audiológico” REVISTA DE OTORRINOLARINGOLOGÍA, Colombia, Junio 2002.

D. L. Fried. “Analog Simple-Data Filters”. IEEE Journal of Solid State Circuits. Vol SC7, No. 4 August 1972, pp. 302-304.

EUA, Revista de la Asociación Americana. JAMA 460, 25 de Enero de 2006—Vol. 295, No. 4

EUA. Washington, D.C. Organización Panamericana de la Salud. La higiene ocupacional en América Latina: una guía para su desarrollo. 2001. p 7.

EUA. Washington D.C. Public Health Service (1935 – 1936) National Health Survey. Preliminary Reports. Hearing Study Series Bulletin. 1938

FLORÍA, Mateo. La prevención del ruido en la empresa. Madrid: Fundación Confemetal, 1999. 97 p.

GALLEGO B, Hugo, LLAMOSAS R, Luis E, OROZCO Hoover, DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN AUDIOMETRO COMPUTARIZADO, Universidad Tecnológica de Pereira, Colombia, 2004.

GALLEGO ORTIZ, Cristina, VELEZ, Juliana, VANEGAS, Catalina, MARIN, Juan Manuel, VIRTUALEAR: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN AUDIÓMETRO VIRTUAL, Escuela de Ingeniería de Antioquia–Universidad CES, Medellín, Colombia, 2006.

GOMEZ C, Julian, DUARTE, Julio, FERNANDEZ, Humberto, DESARROLLO DE UN AUDIÓMETRO DIGITAL, Universidad de Pamplona, Colombia, 2005.

GONZALES RUIZ Mariano, Universidad Politécnica de Madrid, Aplicaciones de las nuevas tecnologías en audiómetros de tono puros. 2002. 6 p.

Instituto de Salud Pública de Chile, GUÍA TÉCNICA PARA LA EVALUACIÓN DE LOS TRABAJADORES EXPUESTOS A RUIDO Y/O CON SORDERA PROFESIONAL, Chile, 2005.

KINSLER E Lawrence, FREY R Austin, COPPENS B Alan. Fundamentos de Acústica. Mexico, España, Venezuela, Argentina, Colombia, Puerto Rico: Grupo Noriega Editores. 1992, 323 p.

MANTIK LEWIS, Sharon. Enfermería Médico-Quirúrgica. Barcelona: Elsevier, 2004. 449 p.

MÖSER Michael, BARROS Jose Luis. Ingeniería Acústica: Teoría y aplicaciones. London: Springer Heidelberg, 2 ed. 2009, 197 p.

Nelson D, Nelson R, Concha Barrientos M, Fingerhut M. The global burden of occupational noise – induced hearing loss. 2005. 1 p.

OLMO CORDERO, Juan Carlos Audiólogo, La calibración del audiómetro. Clínicas de la Audición, Costa Rica, 2007.

ORAMAS LEURO, Consuelo, Esbozo preliminar de una guía para el diagnóstico y manejo de la neuropatía auditiva, REVISTA DE OTORRINOLARINGOLOGÍA, Colombia, Junio 2002.

RÁNGEL M, María Patricia. Amplificación, un reto en evolución, REVISTA DE OTORRINOLARINGOLOGÍA, Colombia, Junio 2002.

Organización Mundial de la Salud (OMS). Informe sobre la salud en el mundo 2002 - Reducir los riesgos y promover una vida sana, Capítulo 1, Proteger a la población. Ruido en el entorno laboral. 2002. 82 p.

Organización Panamericana de la Salud (OPS). SALUD EN LAS AMÉRICAS. VOLUMEN II–PAÍSES Colombia, 2007. p 226

PSoC Mixed Signed Array. Technical Reference Manual. Cypress Semiconductor.

RÁNGEL M, María Patricia. Pérdida auditiva mínima. Un nuevo concepto en umbrales de "normalidad", REVISTA DE OTORRINOLARINGOLOGÍA, Colombia, Junio 2002.

REINA Mery, "CRITERIO OSHA. (THE OCCUPATIONAL SAFETY AND HEALTH ADMINISTRATION)" REVISTA DE OTORRINOLARINGOLOGÍA, Colombia, Septiembre 2002.

REINA Mery, "Hacia una revisión de la conceptualización metodológica para calificar pérdidas auditivas por exposición al ruido ocupacional " REVISTA DE OTORRINOLARINGOLOGÍA, Colombia, Septiembre 2002.

RUÍZ GONZALEZ, Mariano, Tesis doctoral; APLICACIÓN DE LAS NUEVAS TECNOLOGÍAS EN AUDIÓMETROS DE TONOS PUROS DE ALTAS PRESTACIONES, ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN España, 2002.

SALESA BATLLE, Enrique, PERELLÓ SCHERDEL, Enrique y BONAVIDA ESTUPIÑÁ, Alfredo. Tratado de Audiología. Barcelona: Elsevier, 2005. 103, 165, 166 p.

SALINAS DURÁN, Fabio, LUGO AGUDELO, Luz Helena y RESTREPO ARBELÁEZ, Ricardo. Rehabilitación en salud, 2 ed. Antioquia: Universidad de Antioquia. 2000.

SEBASTIÁN, Gonzalo de, BADARACO, Jose J, POSTAN, David G. Audiología Práctica. 5 ed. Editorial Médica Panamericana. Buenos Aires, 1999.

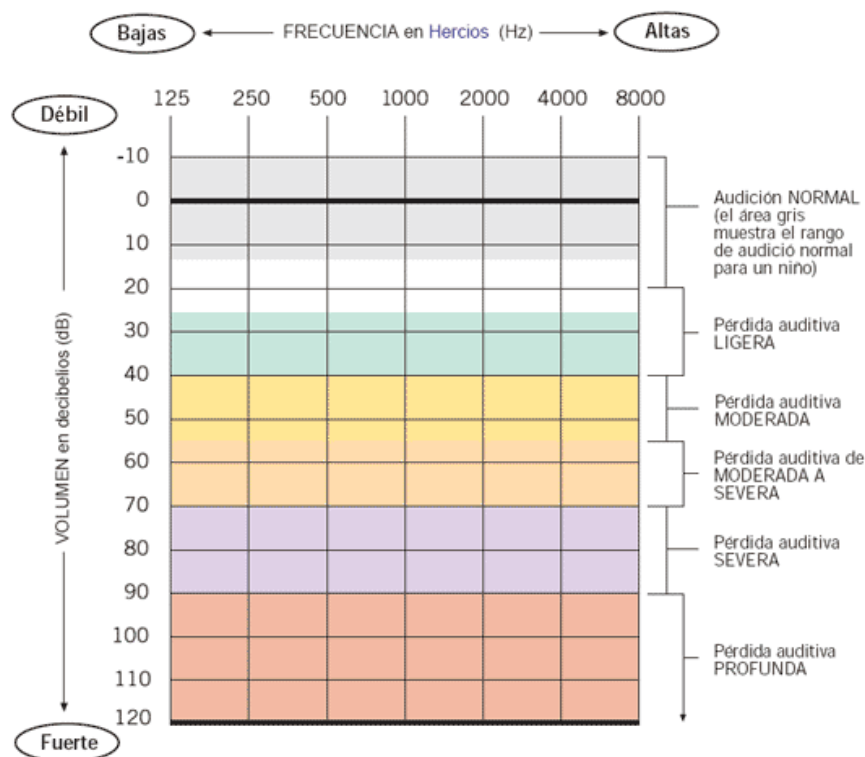
ANEXOS

ANEXO A. Audiograma

Un audiograma es un gráfico que ilustra la audición de las personas en cada uno de los oídos, indicando el grado y tipo de pérdida auditiva.

El método utilizado para recoger la información se llama audiometría de tono puro y puede cuantificar el grado de pérdida auditiva, el lugar de lesión y, en algunos casos, el origen de la pérdida auditiva. El audiograma muestra el umbral auditivo para distintas frecuencias. En la parte superior del gráfico muestra el tono (frecuencia) de los sonidos, desde baja a alta frecuencia. La intensidad del sonido, también llamado Nivel Auditivo, se mide en decibelios (dB) desde sonidos de baja a alta intensidad. Se define como Nivel Auditivo la desviación en dB entre el umbral auditivo de un individuo y el nivel cero de referencia.

Figura 25. Audiograma en blanco.



Fuente: Capítulo Cuatro El Audiograma, Hear Life, Med-Electronics [en línea]. [Consultado el 22 de Enero, 2010]. Disponible en Internet: http://www.medel.at/spanish/img/audiogramm_gross.gif

ANEXO B. La hipoacusia

Hipoacusia.

En la audición normal se encuentran umbrales que van entre 0 y 20 dB HTL para todas las frecuencias evaluadas, tanto en vía aérea como en vía ósea, con una diferencia entre ellas menor a 10 dB.

Cuando la audición está alterada se habla de hipoacusia, la cual puede ser clasificada en distintos grados de severidad tal como:

- Leve: 20 a 40 dB.
- Moderada: 40 a 60 dB.
- Severa: 60 a 80 dB.
- Profunda: 80 dB o más.

Existen tres tipos de hipoacusia: hipoacusia de conducción, sensorineural y mixta.

La Hipoacusia de Conducción se caracteriza por un aumento de la resistencia al paso de las vibraciones acústicas. Esto es producido por oclusión del conducto auditivo externo o por lesión del oído medio, produciéndose una pérdida de audición por vía aérea y conservándose la vía ósea, por lo tanto va a existir una diferencia mayor a 10dB entre ellas.

En la Hipoacusia Sensorineural hay un descenso en ambas vías (aérea y ósea) sin que la diferencia entre ellas sea mayor a 10 dB. En este caso el daño se encuentra a nivel de órgano de Corti, vías, centros o área cortical; el mecanismo de conducción está libre de daño

Por último, en la Hipoacusia Mixta existe alteración tanto en el mecanismo de transmisión como en el de percepción ya que se afectan conjuntamente oído medio y oído interno. Entre las vías aérea y ósea (ambas descendidas) se genera una disociación, ya que existe una diferencia mayor a 10 dB entre ellas.

ANEXO C. Normativa

C.1 Clasificación. Para el diseño de dispositivos médicos es necesario tener en cuenta la normativa existente tanto general como específica ya que son las que regulan las prestaciones y utilización del dispositivo, a nivel internacional organismos como Instituto Nacional Estadounidense de Estándares (ANSI), La Comisión Electrotécnica Internacional (IEC) y La Organización Internacional para la Estandarización (ISO) a nivel nacional como La Norma Técnica Colombiana NTC y otras como OIML.

La clasificación de la normativa se presenta de la siguiente manera:

Tabla 21. Normativa asociada al diseño.

NORMA	TIPO	DESCRIPCIÓN
IEC 60601-1	Seguridad	Requerimientos generales para la seguridad básica y funcionamiento esencial de equipos médicos.
IEC 60601-1-1	Seguridad	Equipos Electromédicos. Parte 1: Requisitos generales de seguridad. Sección Uno: Norma colateral: Requisitos de seguridad para sistemas Electromédicos.
IEC 60601-1-2	Seguridad	Equipos Electromédicos. Parte 1-2: Requisitos generales para la seguridad básica y funcionamiento esencial. Norma colateral: Compatibilidad electromagnética. Requisitos y ensayos.
IEC 60645-1	Equipo	Electroacústica. Equipos audiológicos. Parte 1: Audiómetros de tonos puros.
ISO 389-1	Calibración	Acústica. Referencia del cero para la calibración de equipo audiométrico. Parte 1: Referencia equivalente al umbral de presión sonoro para tonos puros y audífonos supra-aurales.
ANSI S3.6	Calibración	Los audiómetros como dispositivos designados para la determinación del nivel de umbral auditivo en comparación con un estándar seleccionado. Este proporciona especificaciones y niveles de tolerancia para tonos puros y entre otras capacidades que clasifican el tipo de audiómetro.
NTC 2884	Nacional	Acústica. Audiómetros. Describe especificaciones

		aplicables a los audiómetros concebidos para determinar las pérdidas de audición con respecto a un nivel inicial elegido como punto de referencia.
OIML R 104	Otra	Para audiometría de tonos puros.

Tabla 21. (Continuación)

C.2 Requisitos según el tipo de audiómetro

Teniendo en cuenta las normas de calibración y del equipo se tienen en cuenta ciertas características dentro del diseño para ANSI (véase Tabla 2) y de igual manera para ISO (véase Tabla 3).

Tabla 22. Características de los audiómetros según la norma ANSI S3.6:1996

Característica	Audiómetro de tonos puros					
	Tipo I	Tipo II	Tipo III	Tipo IV	Tipo V	Frecuencia Extendida
Conducción aérea	+	+	+	+	+	+
Dos auriculares	+	+	+	+		+
Auricular de inserción	+					
Altavoces	+	+				
Conducción ósea	+	+	+			
Enmascaramiento						
Ruido de banda estrecha	+	+	+			
Ruido de banda estrecha u otro	+					
Ruido de banda ancha	+					
Aplicación del enmascaramiento						
Auricular contralateral	+	+	+			
Auricular Ipsilateral	+					
Vibrador óseo	+					
Altavoz						
Interruptor de Tono						
Presentación/Interrupción de tono	+	+	+	+	+	
Tono pulsado	+	+				
Tono de referencia						
Presentación alterna	+	+				

Presentación simultanea	+					
Sistema de respuesta del sujeto	+	+	+	+		
Salida de señal eléctrica auxiliar	+	+				
Entrada para señales externas	+	+				
Niveles de audición y Frecuencias de ensayo						
Indicador de señal	+	+				
Supervisión audible De la señal de ensayo	+					
Comunicación entre el operador y el sujeto	+					

Tabla 22. (Continuación)

Tabla 23. Características de los audiómetros según la norma IEC 60645-1:2001

Característica	Audiómetro de tonos puros			
	Tipo I Clínico, Avanzado Investigación	Tipo II Clínico	Tipo III Diagnostico básico	Tipo IV Monitorización Despistaje/ Control
Conducción aérea				
Dos auriculares	+	+	+	+
Auricular de inserción	+			
Conducción ósea	+	+	+	
Enmascaramiento				
Ruido de Banda Estrecha	+	+	+	
Aplicaciones del enmascaramiento				
Auricular contralateral	+	+	+	
Auricular ipsilateral	+			
Vibrador óseo	+			
Interruptor de tono				
Presentación/Interrupción De tono	+	+	+	+
Tono pulsado	+	+		
Tono de referencia				
Presentación de alterna	+	+		
Presentación simultanea	+			

Sistema de respuesta del sujeto	+	+	+	+
Salida de señal eléctrica auxiliar	+	+		
Ent para señales externas	+	+		
Niveles de audición y frecuencias de ensayo	+	+	+	+
Indicador de señal	+	+		
Supervisión audible de la señal de ensayo	+			
Comunicación entre el Operador y el sujeto	+			

Tabla 23. (Continuación)

Para los transductores supra aurales se establecen los niveles máximos permitidos (véase Tabla 4) acorde a la frecuencia generada sin embargo existen algunas para las que el nivel de intensidad o volumen es indiferente (-).

Tabla 24. Niveles máximos permitidos en dB_{HTL} por la norma IEC 60645-1:2001.

Frecuencia Generada (Hz)	Tipo IV dB_{HTL}
250	-
500	70
750	-
1000	70
1500	-
2000	70
3000	70
4000	70
6000	70
8000	-

La exactitud de las frecuencias se debe ajustar de acuerdo a la normativa correspondiente según el tipo de audiómetro tal como se muestra en la Tabla 5.

Tabla 25. Exactitud de las frecuencias generadas por el audiómetro tipo IV.

	Exactitud
ANSI S3.6	a \pm 3 %
IEC 60645-1	a \pm 2%

Además, la norma ANSI S3.6 indica que la precisión del nivel de señal entregado por el audiómetro en los transductores debe ser ± 3 dB en el rango de frecuencia de 125 Hz a 5.000 Hz y de ± 5 dB desde 6.000 Hz en adelante.

ANEXO D. Procedimiento.

Se caracterizan los transductores sometiéndolos a la generación de intensidades que en este caso son las mas altas, y registrándolas en la tabla de comparación. Este registro parte de la frecuencia fundamental, es decir la única frecuencia real ajustada (dBA), valor que registra el sonómetro.

Graficar los puntos para los cuales los dB han sido registrados las frecuencias y analizar el comportamiento de la grafica respecto a los ensayos realizados por Robinson y Dadson. Cabe resaltar que las graficas son la inversa del registro pues las curvas isofónicas determinan los dB para que un sonido especifico sea escuchado igual en toda su escala de frecuencia, mientras que la caracterización representa lo que se escucha a partir de la intensidad de la frecuencia fundamental.

Asociar un valor resistivo a la generación de la intensidad especifica para la frecuencia fundamental, en este caso se genera para las intensidades mas elevadas y que el instrumento de medida puede registrar los dBA.

El proceso realizado permite el registro de las intensidades mas significativas para ello es necesario determinar dos cuestionamientos importantes:

1. ¿Cual es el valor resistivo para el cual se producirá una intensidad especifica a la frecuencia fundamental?
2. ¿Cual es el valor generado por esa intensidad en otro valor diferente a la fundamental?

Para resolver la primera pregunta se realiza un proceso en donde la determinación de la resistencia parte de una relación teórica-experimental. En esta juega un papel importante la serie p y el factor determinante m .

Serie p : Es la relación entre la resistencia teórica de la real medida, esta serie arroja un valor constante que al ser multiplicada por el valor de la resistencia real anterior correspondiente a un decibel menor, da como resultado el valor del factor determinante m para la intensidad deseada solo a la frecuencia fundamental.

Factor determinante m : Es el producto de una resistencia real con la serie p , este factor permite determinar el valor resistivo correspondiente a una intensidad de la frecuencia fundamental este es el valor cuasi-real de la intensidad especifica. Para hallar el valor resistivo real es necesario realizar la relación con el valor teórico equivalente.

Para resolver la segunda pregunta es necesario establecer una constante que al ser multiplicada por la intensidad de la frecuencia fundamental da como resultado

la intensidad de la frecuencia seleccionada, para determinar este valor se usa la relación k .

Relación k : Es el valor que permite determinar cual es la intensidad generada de una frecuencia especifica a partir de la frecuencia e intensidad de la fundamental.

ANEXO E. Evaluación de la implementación.

Al tener el diseño implementado se realizan una serie de pruebas que validan el procedimiento descrito en el anexo anterior, para esta procedimiento se registraron 7 (siete) intensidades diferentes en cada una de las frecuencias generadas. Las condiciones iniciales ambientales para el registro de las muestras es el siguiente:

Temperatura: 24,6°

Humedad: 66%

dB Mínimos ajustados (dBA): 37,5 dB

Con el fin de garantizar un buen análisis cada intensidad se adquieren 10 (diez) y que en la tabla solo se puede visualizar la media aritmética de los mismos y son los siguientes (véase Tabla 26):

Tabla 26. Registro de valores.

Hz	70 dB	65 dB	60 dB	55 dB	50 dB	45 dB
250	70,4	64,8	59,6	55,3	49,2	44,3
500	69,8	65,2	60,2	54,2	50,1	45,6
750	69,5	64,5	60,1	55,4	48,5	45,1
1000	70,1	64,9	58,9	55,2	49,7	45,2
1500	69,4	64,7	59,6	54,7	49,9	44,5
2000	70,3	65,3	60,4	54,2	50,1	44,7
3000	70,1	65,5	59,8	54,8	50,4	45,1
4000	69,5	65,5	58,9	55,6	50,6	45,7
6000	69,7	64,8	59,3	54,2	49,3	44,3
8000	70,1	64,9	59,3	53,9	49,9	44,7

Con base en los datos registrados se asocia una incertidumbre tipo A tal como se muestra a continuación:

Tabla 27. Registro de incertidumbre.

	70 dB	65 dB	60 dB	55 dB	50 dB	45 dB
μA	0,0253	0,0084	0,0253	0,1183	0,0591	0,0338

Según los datos registrados el diseño presenta una confiabilidad del 89% para cada intensidad generada.